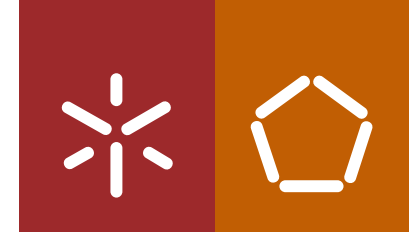




Sara Cristina Soares Madeira

Projeto de detalhe e desenvolvimento de um
novo dispositivo médico auxiliar para extração
de dentes e raízes

Universidade do Minho
Escola de Engenharia





Universidade do Minho
Escola de Engenharia

Sara Cristina Soares Madeira

Projeto de detalhe e desenvolvimento de um
novo dispositivo médico auxiliar para extração
de dentes e raízes

Tese de Mestrado
Ciclo de Estudos Integrados Conducentes ao
Grau de Mestre em Engenharia Biomédica

Trabalho efetuado sob a orientação do
Professor Doutor Luís Ferreira Silva
Professor Doutor Eurico Rodrigues Seabra
Dra. Cátia Cristina Pesqueira Gaspar Pombo

DECLARAÇÃO

Sara Cristina Soares Madeira

Correio Eletrónico: saracsoaresm@hotmail.com

Tml. 916378568/927713104

Número de Bilhete de Identidade: 13739805

Título dissertação:

Projeto de detalhe e desenvolvimento de um novo dispositivo médico auxiliar para a extração de dentes e raízes

Ano de conclusão: 2013

Orientadores:

Professor Doutor Luís Fernando Ferreira Silva

Professor Doutor Eurico Rodrigues Seabra

Universidade do Minho

Dra. Cátia Cristina Pesqueira Gaspar Pombo

Clínica de Medicina Dentária

Designação de Mestrado:

Ciclo de Estudos Integrados Conducentes ao Grau de Mestre em Engenharia Biomédica

Área de especialização: Biomateriais, Reabilitação e Biomecânica

Escola: de Engenharia

Departamento: de Engenharia Mecânica

É AUTORIZADA A REPRODUÇÃO INTEGRAL DESTA TESE APENAS PARA EFEITOS DE INVESTIGAÇÃO, MEDIANTE DECLARAÇÃO ESCRITA DO INTERESSADO, QUE A TAL SE COMPROMETE.

Guimarães, __/__/____

Assinatura:_____

“Paciência, persistência e suor são uma
combinação imbatível para o sucesso”

Napoleon Hill

Aos meus pais e à
minha irmã Eduarda.

AGRADECIMENTOS

Aos meus orientadores, Professor Luís Ferreira Silva e Professor Eurico Seabra, pela oportunidade de continuar um trabalho no qual eu já tinha estado envolvida, tornando-o a minha dissertação. Pelo apoio prestado, pela disponibilidade, pelos conhecimentos transmitidos e por me terem guiado ao longo de todo este projeto.

À Dra. Cátia Pombo pela disponibilidade e ajuda durante toda a fase de experimentação.

Ao Professor Hélder Puga que permitiu a assistência às aulas da unidade curricular de Tecnologias de Maquinagem e Conformação, do curso de Engenharia Mecânica, que me deram bastantes bases de conhecimento para a construção do protótipo.

Ao Vítor Neto pela paciência e disponibilidade durante os processos de maquinagem usados no fabrico do protótipo, na oficina do departamento.

Ao meu vizinho serralheiro, o “Barito”, pela ajuda na construção dos protótipos, nomeadamente no processo de soldadura.

À minha mãe pelas conversas, apoio, encorajamento, consolo e carinho em todas as horas ao longo da minha vida.

Ao meu pai pelas longas horas de viagem, de ida e volta, para me levar à Universidade no início do meu percurso académico; também, pela preciosa ajuda na construção dos protótipos.

À minha irmã pela paciência em alguns momentos mais cruciais e pelas brincadeiras e sorrisos tão característicos.

À minha avó Conceição pelo orgulho e carinho que deposita em mim.

Às minhas amigas Telma, Marise, Elsa, Marinha, Ana Príncipe e Diana pela amizade, pelos desabafos e conversas, pelas risadas e por todos os momentos de amizade que são inesquecíveis.

Ao Bruno e ao Artur pelo companheirismo e amizade ao longo de todo o curso.

À minha prima Karina pela companhia e “jantaradas” maravilhosas.

Aos escuteiros, e em particular aos meus lobitos, que sempre me deram razões para acreditar no valor das boas ações e, de retorno, me porporcionarem um bom estado de espírito.

E de uma forma geral a todos os que de uma forma ou de outra fizeram parte desta etapa da minha vida e que contribuíram para a concretização desta dissertação.

RESUMO

Este trabalho tem como principal objetivo projetar e construir um protótipo de um novo dispositivo que permita auxiliar o médico dentista na extração de dentes humanos. Este protótipo pretende levar ao desenvolvimento de um dispositivo útil, simples, eficiente, de fácil adaptação e capaz de melhorar a extração dentária através do recurso à vibração.

O projeto é constituído por diferentes fases. Numa primeira fase, apresenta-se uma descrição dos instrumentos atualmente utilizados e a sua aplicação nas diversas etapas do processo de extração. Segue-se um estudo preliminar ao fabrico e construção dos protótipos. Aqui são abordados os materiais e os processos envolvidos na construção e o sistema de vibração utilizado. Numa fase final, é apresentada, detalhadamente, a construção de um primeiro protótipo e as otimizações e ações que foram surgindo até à construção e experimentação do segundo protótipo.

Decorrentes do trabalho desenvolvido resultaram dois protótipos: o boticão vibratório e a alavanca vibratória. Comparativamente, a alavanca vibratória apresenta um melhor desempenho que o boticão vibratório. A alavanca vibratória será utilizada na luxação, fase muito importante da exodontia. Esta alavanca procurará diminuir os esforços realizados e ainda reduzir a sensação de “pressão” sentida durante e após a extração, bem como, evitar os possíveis danos nos dentes adjacentes. O boticão vibratório será utilizado, posteriormente, na extração dos dentes procurando diminuir o esforço realizado nos últimos movimentos. No que diz respeito à utilização da vibração, não há ainda dados experimentais que permitam avaliar a influência (facilitadora) da vibração no rompimento dos ligamentos periodontais e, portanto, no processo de extração. Todavia, espera-se que uma possível utilização conjunta melhore o processo de extração, dependendo do tipo de dente ou raiz a extrair.

ABSTRACT

This work's main goal was to design and construct a prototype for a new medical device to assist dentists during the dental extraction. This prototype aims to lead to the development of a useful device, simple, efficient, easy to adapt and able to improve the dental extraction through the vibration.

This project is structured in different sections. In first section is presented the description of the currently instruments used and their use in several steps of the extraction process. Following is a preliminary study about manufacture and construction of a prototype, which includes the materials and processes involved in this construction and the vibration system used. In the final section, is presented, in detail, the construction of a first prototype and the optimizations that were developed until the construction and testing of the second prototype.

Arising from work emerged two prototypes: vibration fórceps and vibration luxator. The vibration luxator presents better results than vibration fórceps. The vibration luxator will be used in the luxation, very important phase in the process of extraction. This luxator will try to decrease the forces and reduce the sensation of pressure felt during and after of the extraction process, as well as, avoid the possible risk of damage to adjacent teeth. The vibration fórceps will be used later in the extraction of the teeth trying to reduce the efforts in last movements. There aren't still experimental results to evaluate the positive influence of vibration on disruptions periodontal ligaments. However, it is expected that a combined use of the two prototypes cans improve the extraction process, depending on the type of tooth or root to extract.

ÍNDICE GERAL

AGRADECIMENTOS	i
RESUMO	iii
ABSTRACT	v
ÍNDICE GERAL.....	vii
ÍNDICE DE FIGURAS.....	xi
ÍNDICE DE TABELAS	xv
PALAVRAS-CHAVE	xvii
LISTA DE SIMBOLOS	xix
CAPÍTULO 1 – INTRODUÇÃO.....	1
1.1. Definição do problema.....	1
1.2. Objetivos	1
1.3. Justificação e Motivação	1
1.4. Estrutura da dissertação	2
CAPÍTULO 2 - ENQUADRAMENTO TEÓRICO.....	5
2.1. Estado da Arte.....	5
2.1.1. Sindesmótomo	6
2.1.2. Alavanca	6
2.1.3. Boticão ou fórceps odontológico	8
2.2. Processo de extração	10
2.2.1. Sindesmotomia	10
2.2.2. Luxação	11
2.2.3. Extração utilizando boticão ou fórceps	11
2.3. Conceitos a reter do capítulo	12

CAPÍTULO 3 - ESTUDO PRELIMINAR DA CONSTRUÇÃO DO PROTÓTIPO	13
3.1. Estudo dos materiais	13
3.1.1. Aços inoxidáveis	14
3.1.2. Ligas de Alumínio (Al) e de Titânio (Ti)	16
3.2. Conceitos a reter do subcapítulo	17
3.3. Maquinagem	18
3.3.1. Maquinagem em aplicações biomédicas	19
3.3.2. Maquinagem na construção do protótipo	19
3.4. Sistema vibratório utilizado para auxiliar a luxação e a extração de dentes ou raízes	21
3.4.1. Motor DC	21
3.4.2. Constituição do motor DC de íman permanente	22
3.4.3. Vantagens e desvantagens da utilização deste tipo de motor DC	23
3.4.4. Aplicações do motor DC de íman permanente.....	24
3.4.5. Estudo da vibração do motor	25
3.5. Veios flexíveis	29
3.5.1. A utilização dos veios flexíveis tem como vantagens:	30
3.5.2. Aplicações dos veios flexíveis	31
3.6. Estudo da resposta humana à vibração	32
3.6.1. Resposta humana à vibração	32
3.6.2. Definição de vibração	32
3.6.3. Deslocamento, velocidade e aceleração	33
3.6.4. Ressonância.....	33
3.6.5. Representação da vibração	34
3.6.6. Direção da vibração	35
3.6.7. Estudo da vibração transmitida à mão	35
3.6.8. Perceção da vibração transmitida	36

3.6.9. Normas reguladoras para a medição e avaliação da vibração transmitida à mão	39
3.6.10. Vibração transmitida aos dentes.....	40
3.7. Conceitos a reter do subcapítulo.....	41
3.8. Interações superfície dispositivo-biofluidos	42
3.9. Processos de Esterilização.....	44
CAPÍTULO 4 - DESENVOLVIMENTO E CONSTRUÇÃO DO PROTÓTIPO	47
4.1. Solução anteriormente desenvolvida	47
4.2. Construção dos protótipos.....	49
4.2.1. Construção do boticão vibratório.....	49
4.2.2. Adaptação de um boticão ao braço construído	55
4.2.3. Montagem do boticão vibratório.....	59
4.2.4. Construção da alavanca vibratória	60
4.3. Construção dos protótipos.....	62
CAPÍTULO 5 - RESULTADOS E DISCUSSÃO	65
5.1. Metodologia de avaliação	65
5.1.1. População avaliada e amostra	65
5.1.2. Aspetos a considerar	66
5.1.3. Recolha de dados.....	66
5.1.4. Descrição do método de avaliação.....	67
5.2. Avaliação do boticão vibratório.....	68
5.3. Avaliação da alavanca vibratória	72
5.4. Ângulo de contacto entre a superfície do instrumento e os biofluidos (sangue e saliva)	75
CONCLUSÕES E SUGESTÕES PARA TRABALHO FUTURO	77
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	81
Referências citadas.....	81
Outras referências	84

APÊNDICES.....	85
ANEXOS	99
ANEXO I - Estudo dos materiais: aços inoxidáveis AISI e aço inoxidável AISI 316L	101
ANEXO II – Processos de Maquinagem	107
ANEXO III - Cálculos relativos ao motor utilizado nos protótipos	113
- Estudo relativo ao funcionamento do motor	113
ANEXO IV - Veios Flexíveis	129
ANEXO V - Diretivas 98/37/CE e 2002/44/CE (suporte digital da dissertação)	137

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1 - Sindesmótomo reto a) e curvo b) [4].	6
Figura 2 - Utilização do sindesmótomo reto num dente incisivo superior a) e do sindesmótomo curvo num dente molar superior b) [4].	6
Figura 3 – Representação da constituição da alavanca odontológica usada na extração dentária (adaptada de [4]).	7
Figura 4 - Ilustração da utilização de uma alavanca odontológica (tipo reta) [4].	7
Figura 5 - Diferentes tipos de alavancas. A e B: alavanca reta; C alavanca apical e D alavanca triangular [2].	7
Figura 6 - Vários designs descritos na literatura de fórceps odontológicos [2].	8
Figura 7 – Representação da constituição do boticão odontológico. a) vista lateral e b) vista superior (adaptada de [4]).	9
Figura 8 – a) extração do primeiro pré-molar esquerdo superior: colocação paralela em relação ao eixo do dente; b) extração do primeiro molar esquerdo mandibular: colocação perpendicular em relação ao eixo do dente [4].	10
Figura 9 – Utilização da alavanca numa raiz. a) introdução da ponta ativa e b) movimento de rotação [4].	11
Figura 10 - Movimentos realizados durante a extração dentária usando o boticão (adaptada de [4]).	12
Figura 11 – Representação esquemática dos tipos de motor DC (adaptado de [20]).	21
Figura 12 – Representação esquemática de um motor DC do tipo íman permanente (adaptada de [20]).	22
Figura 13 - Ilustração do Estator de um motor DC de íman permanente [20].	22
Figura 14 – Construção do motor DC que produz vibração, com configuração cilíndrica: 1 montagem do estator; 2 montagem do rotor; 3 excêntrico e 4 montagem das escovas (adaptada de [21]).	23
Figura 15 – Motor DC utilizado no trabalho.	24
Figura 16 – Motor de vibração com um excêntrico cuja oscilação ocorre segundo os eixos X e Y (adaptada de [22]).	25
Figura 17 – Modelo representativo a uma dimensão da rotação do excêntrico [22].	26
Figura 18 - Veio Flexível de transmissão de movimento [26].	29

Figura 19 - Representação esquemática da constituição dos veios flexíveis [26].....	29
Figura 20 - Resposta à vibração de um sistema dinâmico simples. A baixas frequências, a resposta ao estímulo é igual ao estímulo. À volta da frequência de ressonância a resposta ao estímulo é maior do que este, contrariamente ao que se verifica para altas frequências. Como o amortecimento aumenta, o pico de resposta diminui [27].	34
Figura 21 - Representação dos eixos de vibração transmitida a mão. O eixo do y está para fora desta página e na direção do leitor. O sistema de coordenadas está centrado na cabeça do terceiro metacarpo [27] [28].	35
Figura 22 - Gama de frequências e magnitudes na transmissão de vibração em corpo inteiro, mão e também em situação de doença [27].	38
Figura 23 - Desenho esquemático do dispositivo completo anteriormente elaborado [1].	48
Figura 24 - Desenho esquemático do protótipo do braço versão 1.	50
Figura 25 - Desenho esquemático da versão 1.1 do primeiro protótipo do braço. a) ampliação do encaixe por ranhura.....	51
Figura 26 - Desenho esquemático da versão 1.2 do primeiro protótipo do braço.....	52
Figura 27 - Desenho esquemático da versão 1.3 do primeiro protótipo do braço.....	52
Figura 28 – Vista lateral do acoplamento do motor com o veio interno de transmissão de rotação.....	53
Figura 29 – Vista de topo do interior do veio exterior, local onde se encontra o excêntrico.....	53
Figura 30 – Vista do interior do veio exterior maquinado, onde é colocado o motor DC.	53
Figura 31 - Desgaste provocado pela flexão do veio interno como consequência do comprimento do veio interno.....	54
Figura 32 - Desenho esquemático da versão 1.4 do primeiro protótipo.	54
Figura 33 - Desenho esquemático da versão 1.5 (última versão) do braço do primeiro protótipo.	55
Figura 34 - Esboço da montagem final da primeira versão do protótipo.....	56
Figura 35 - Boticão adquirido usado na extração de um molar da arcada superior.	56
Figura 36 - Dobragem do cabo do boticão para o exterior, por ação de calor.....	56
Figura 37 – Primeira etapa: dobragem para fora.	57
Figura 38 - Segunda etapa: dobragem para o interior.	57
Figura 39 - Corte da porção restante do cabo do boticão após a zona de dobragem.....	57

Figura 40 - Peça cônica utilizada para interligar o braço do boticão à componente do braço com fonte de vibração. a) vista inferior, b) vista lateral e c) vista superior.	58
Figura 41 - Uniformização da zona de soldadura através de uma lixa com a ajuda da rebarbadeira.....	58
Figura 42 - Relevo na zona de encaixe conferido pela zona recartilhada. a) Ampliação dos parafusos de rosca M3 cortados que foram utilizados.	59
Figura 43 – Construção física da versão 1.3 do protótipo criado para o instrumento auxiliar para a extração dentária.....	59
Figura 44 - Última versão do protótipo criado para o instrumento auxiliar da extração dentária.	60
Figura 45 - Interior da componente do braço que contém o motor DC vista por baixo.	60
Figura 46 - Alavanca odontológica adquirida.....	60
Figura 47 - Corte da ponta ativa da alavanca.....	61
Figura 48 - Soldadura da ponta ativa com a peça cônica.	61
Figura 49 – Polimento da soldadura com rebarbadeira.	61
Figura 50 - Componentes que constituem o segundo protótipo.....	62
Figura 51 - Segundo protótipo: alavanca vibratória.	62
Figura 52 - Torneamento interior do braço que contém o motor.	63
Figura 53 - Ilustração da montagem para experimentação do boticão vibratório. a) zoom do boticão vibratório.....	67
Figura 54 - Luxação de um dente de um maxilar de um porco utilizando uma alavanca odontológica.....	68
Figura 55 - Conjunto de todos os componentes que compõem o protótipo: boticão vibratório. A) Motor DC, B) Componente braço do protótipo, C) Parafusos de rosca M3, D) Haste normal do boticão e E) Haste do boticão que foi alterada e à qual foi colocada uma peça cônica.....	69
Figura 56 - Ilustração de um novo protótipo para uma alavanca com vibração.	71
Figura 57 - Alavanca odontológica com vibração.....	72
Figura 58 - Ilustração da montagem de experimentação da alavanca vibratória.....	73
Figura 59 – Experimentação do protótipo num modelo anatómico.....	73
Figura 60 – Experimentação no maxilar de um porco.....	74
Figura 61 - Torneamento de uma peça cilíndrica. a: movimento de rotação, b: movimento de penetração, c: movimento de avanço, 1: peça e 2: ferro de corte [16].....	109
Figura 62 - Representação em pormenor da operação de facejamento [16].	109

Figura 63 – Engenho de furar utilizado na furação [45].	110
Figura 64 - Ilustração representativa do processo de recartilhagem no torno [46].	110
Figura 65 - Diferentes tipos de recartilha. a) recartilha de sulcos paralelos, b) recartilha de sulcos helicoidais e c) recartilha de sulcos cruzados (adaptada de [46]).	111
Figura 66 - Diferentes tipos de malha para o mesmo tipo de sulco [46].	111
Figura 67 - Representação esquemática da excêntricidade.	115
Figura 68 – Representação esquemática do princípio básico do funcionamento do motor DC. a) $\alpha=0$ e b) α variável [20].	117
Figura 69 - Diagrama do circuito elétrico representativo do motor DC [20].	118
Figura 70 - Esquema representativo da força que causa a rotação [20].	119
Figura 71 – Curvas Corrente-Binário e Binário-Velocidade características do motor DC de ímã permanente (adaptada de [47]).	121
Figura 72 – Resposta da vibração para diferentes amortecimentos em toda a gama de frequências [23].	123
Figura 73 - Curvas características de um motor de vibração, neste caso do modelo de comparação 325-100 [23].	125
Figura 74 - Curva característica do motor DC RF-300FA-1235	126
Figura 75 – Motor DC Modelo: RF 300 FA-12350.	127
Figura 76 - Esquema representativo do raio mínimo [26].	131
Figura 77 - Esquema representativo do comprimento do veio flexível [26].	131
Figura 78 - Veio com acessório [26].	132
Figura 79 - Esquema representativo dos sentidos de rotação dos veios (adaptado de [26]). ...	133
Figura 80 - Comparação entre dois veios: um revestido e outro não [26].	134
Figura 81 - Veios flexíveis sem revestimento mas com acoplamento [26].	134

ÍNDICE DE TABELAS

Tabela 1 - Características do motor DC utilizado na construção do protótipo	25
Tabela 2 - Tipos de recetores táteis existentes na mão [27]	36
Tabela 3 - Composição química em % do aço inoxidável AISI 316L [7, 43].....	104
Tabela 4 - Propriedades mecânicas do aço inoxidável AISI 316L [43]	105
Tabela 5 – Propriedades do aço inoxidável AISI 316L [43]	105
Tabela 6 – Valores típicos do fator de perda de amortecimento (η) de vários materiais como uma orientação para os materiais que transmitem a vibração do motor de vibração [23].....	124
Tabela 7 - Parâmetros do motor (baseados no datasheet do motor DC cujo o modelo é RF-300FA-12350).....	126
Tabela 8 - Características gerais do motor DC Modelo: RF 300 FA-12350.....	127
Tabela 9 - Dados relativos às dimensões dos acessórios mediante o diâmetro do veio. ID: diâmetro interno; OD: diâmetro externo e Y: comprimento do encaixe do acessório. Todas as medidas são em polegadas (ver figura 78) [26]	132

PALAVRAS-CHAVE

Extração dentária

Luxar

Extrair

Sistema vibratório

Protótipo

Projeto de detalhe/desenhos técnicos

Otimização

Construção/Fabrico

Botão vibratório

Alavanca vibratória

LISTA DE SÍMBOLOS

Abreviaturas

ADA - American Dental Association (Associação Dental Americana)

AISI - American Iron and Steel Institute

ASTM - American Society for Testing and Materials (Sociedade Americana para testes e materiais)

BS - British Standard

DC - Direct current (corrente contínua - CC)

Dra. - Doutora

EC - European Commission (Comunidade Europeia)

FDA - Food and Drug Administration

HAVS - Hand Arm Vibration Syndrome (síndrome desenvolvido no conjunto braço-mão)

ISO - International Standard Organization

NF - Natural Frequency (frequência natural)

Símbolos Gregos

γ_s - energia livre de superfície do sólido

γ_l - energia livre de superfície do líquido

Símbolos Matemáticos

\ddot{x} - aceleração adquirida pelo acelerómetro (m/s^2);

\dot{x} - velocidade adquirida do acelerómetro (m/s);

x - deslocamento do acelerómetro a partir do estado de equilíbrio (m);

M - massa total (em kg);

C - constante linear do amortecedor;

K - rigidez equivalente do sistema;

F_0 - magnitude da força gerada pela rotação desbalanceada (força centrípeta em N);

m - massa do excêntrico (kg);

r - excentricidade (distância ao centro do veio de rotação do motor em m);

w - frequência angular de rotação do excêntrico (rad/s);
 w_n - frequência angular da ressonância do sistema;
 ζ - rácio de amortecimento do sistema;
 X_{\max} - deslocamento máximo;
 F_0 - magnitude da força gerada pela rotação desbalanceada;
 $a(t)$ - aceleração (m/s^2);
 A – amplitude;
 f - frequência (Hz);
 T – período (s);
 $a_w(t)$ - aceleração no tempo t para a frequência ponderada;
 a_{wn} - quadrado da média da aceleração da frequência ponderada;
 t_n - tempo de exposição;
 F – força mecânica em Newtons (N);
 B – força do campo magnético em Tesla (Wb/m²);
 I – intensidade de corrente que flui através da armadura, em Amperes (A);
 L – comprimento da armadura em metros (m);
 E - tensão aplicada no digital lab (V);
 E_b - força eletromotriz do motor produzida (V);
 R_a – resistência da armadura (Ω);
 I_a – Corrente que passa na armadura (A);
 T – Binário (N.m);
 R – Raio da armadura que vai rodar (m);
 Θ – Ângulo que a força (F) faz com o vetor R ($^\circ$);
 P - número de pólos;
 φ - fluxo magnético;
 Z - número de condutores da armadura;
 A - número de caminhos paralelos;
 N - velocidade do motor DC (rpm);
 E_a - Tensão gerada na armadura (V);
 φ – fluxo magnético;
 K_a – constante da armadura (característica do motor);
 R_a – Resistência à corrente (Ω);

w_{nl}/N_{nl} - velocidade do motor sem carga;

w_{fl}/N_{fl} - velocidade do motor com carga máxima.

η - fator equivalente de perda de amortecimento;

W_d - energia dissipada por ciclo;

g_0 - aceleração da gravidade (9.8 m/s^2).

CAPÍTULO 1 – INTRODUÇÃO

Neste capítulo encontra-se uma introdução ao trabalho desenvolvido, onde estão incluídos: definição, objetivos, justificação, motivação e estrutura da dissertação, para que haja um melhor entendimento do projeto desenvolvido.

1.1. Definição do problema

Construção de um dispositivo que auxilie e melhore o processo de exodontia, através da utilização da vibração como complemento aos métodos e movimentos convencionais utilizados.

1.2. Objetivos

A realização deste projeto tem como objetivo construir, implementar e testar a solução conceptual definida, num trabalho de dissertação anterior [1], visando a obtenção de um protótipo de um dispositivo médico que auxilie a extração de dentes e raízes. Mais especificamente, pretende-se provar o funcionamento de um dispositivo para extração dentária, onde a vibração auxilie o processo de extração. Deste modo procura-se que haja uma diminuição do risco de dano nos dentes adjacentes e reduzir a sensação de “pressão”, sentida pelo paciente, durante e após a extração.

1.3. Justificação e Motivação

Ao longo dos últimos anos tem-se verificado um crescimento do número de empresas do setor da dentária resultante do aumento da importância da estética oral. Por outro lado, com o recurso a novos materiais e técnicas, verifica-se uma maior preocupação em manter a integridade da dentição, evitando assim, a extração. Esta extração dentária é, portanto, a última opção quando não há um outro meio de manter um dente ou raiz íntegro e saudável. Assim, sendo este processo um pouco desagradável mas necessário, há a necessidade de o inovar para que haja uma melhoria significativa na qualidade do processo e, consequentemente, na qualidade de vida dos seres humanos.

Por sua vez, a literatura e a prática corrente da exodontia (extração dentária) mostram que, ao longo dos tempos, não se tem verificado grandes progressos nos instrumentos odontológicos usados nesta área, quando comparados com os instrumentos cirúrgicos de outras áreas. Ao mesmo tempo, as dificuldades observadas na extração dentária também são as mesmas, pelo que não se tem verificado uma otimização dos instrumentos utilizados.

Abarcando um vasto conjunto de conhecimentos das mais diversas áreas, a engenharia biomédica sendo, uma área multidisciplinar procura apoiar na resolução dos diversos problemas e dificuldades da área da saúde, bem como desenvolver e otimizar sistemas associados à prestação de cuidados de saúde. Os engenheiros biomédicos assumem, portanto, um papel importante no desenvolvimento de novos medicamentos e ações terapêuticas, equipamentos ou técnicas para diagnóstico, tratamento e reabilitação; na área da investigação, onde procuram fazer uso das diferentes competências que dominam, aliando-as aos conhecimentos da engenharia com a saúde. Sendo eu uma futura engenheira biomédica também partilho desta mesma missão, procurando com o desenvolvimento deste dispositivo melhorar o processo de extração dentária: torná-lo mais rápido e eficaz, com menor dano no paciente, nomeadamente nos dentes adjacentes e tábua óssea, e assim contrariar a conotação negativa associada a este ato para de uma forma geral melhorar a qualidade de vida.

Neste sentido, a realização deste trabalho, ou seja, a criação de um dispositivo médico capaz de auxiliar o médico dentista na extração dentária pretende colmatar as dificuldades até então evidenciadas. Além disso, pretende melhorar o desempenho do especialista através da utilização da vibração, o que levará a uma diminuição dos esforços realizados e, consequentemente, a um menor estado de cansaço após um dia inteiro de trabalho. Adicionalmente, a simplicidade de montagem, a facilidade de utilização, por qualquer especialista, e de esterilização convergem para um dispositivo de valor acrescentado, que pressupõe uma forte receptividade por parte dos médicos dentistas.

1.4. Estrutura da dissertação

Este projeto, além de dar continuidade a um trabalho anterior, visa projetar e construir um protótipo de um novo dispositivo que auxilie e melhore o processo de extração dentária. Perante a existência de um primeiro desenho de uma solução conceptual, pretende-se agora uma otimização do projeto de detalhe e a construção do respetivo protótipo, após um estudo dos

processos de maquinagem associados bem como dos materiais a utilizar. Foi efetuado, também, o estudo das propriedades e características do motor; das possibilidades de transmissão da rotação do motor até à ponta ativa; dos processos de esterilização mais eficazes e da reação humana à vibração. Após todo este processo de investigação e analisado o desenho da solução conceptual, anteriormente desenvolvido, chegou-se à conclusão que seria preferível construir um protótipo mais simples que testasse a aplicação da vibração.

Em suma, durante o desenvolvimento do projeto foi seguida a seguinte metodologia de trabalho:

- Análise da solução conceptual (definida num trabalho de dissertação anterior [1]);
- Estudo preliminar para a construção do protótipo;
- Atualização dos desenhos técnicos do protótipo;
- Construção do protótipo;
- Experimentação do protótipo;
- Otimização do protótipo e construção de um segundo protótipo;
- Experimentação do segundo protótipo.

Assim, esta dissertação encontra-se estruturada em 6 capítulos organizados da seguinte forma:

No presente capítulo, encontram-se as considerações iniciais que levaram ao desenvolvimento deste projeto tais como: a definição do problema, os objetivos a atingir, a justificação e motivação para que melhor se entenda a razão da realização do mesmo.

No segundo capítulo, é apresentada uma revisão bibliográfica dos instrumentos odontológicos atualmente utilizados na exodontia, nomeadamente, a constituição, a função e a correta utilização de cada um e, ainda, a análise do processo de extração. Este capítulo é deveras importante uma vez que é imprescindível conhecer de perto os instrumentos atualmente utilizados, assim como os movimentos realizados por eles nas etapas da extração dentária, para que haja um bom enquadramento do tema e seja possível uma atuação que vise uma melhoria.

O capítulo 3 é constituído por um estudo preliminar onde são abordados todos os aspetos fundamentais à construção do primeiro protótipo. Face à grande utilização do aço inoxidável AISI 316L na área da ortodontia foi efetuado um levantamento das suas propriedades para que melhor se entenda e justifique a sua utilização comparada com outros materiais. Para a construção física do protótipo é apresentada uma introdução aos processos de maquinagem que

foram utilizados. Com a incorporação da vibração no dispositivo é também feita uma análise da fonte de vibração (motor DC), dos veios flexíveis enquanto possível meio de transmissão de vibração para um local alvo distante da fonte de vibração e, finalmente, um estudo da resposta humana à vibração. Por outro lado, tratando-se de um dispositivo que em funcionamento estará em contacto com a boca (local onde existe grande quantidade de microrganismos) e com os biofluidos (sangue e saliva), são abordados os processos de esterilização e as interações entre a superfície do dispositivo e os biofluidos.

Após a descrição da solução conceptual estabelecida no trabalho de dissertação anterior [1], e da análise das possíveis condições da construção física do protótipo, nas Oficinas de Formação e Apoio do Departamento de Engenharia Mecânica, opta-se pela construção de um protótipo mais simples. Assim, no quarto capítulo, encontra-se uma exposição detalhada de todas as etapas inerentes à construção dos protótipos desenvolvidos.

O quinto capítulo é constituído pela metodologia utilizada na avaliação dos protótipos criados, respetivos resultados e discussão dos mesmos.

No último capítulo, é apresentado um sumário de todos os desenvolvimentos, as conclusões decorrentes da realização do projeto e são, ainda, apresentadas sugestões e propostas de um trabalho futuro, para dar continuidade ao trabalho desenvolvido.

CAPÍTULO 2 - ENQUADRAMENTO TEÓRICO

Neste capítulo, são apresentados e descritos os instrumentos atualmente utilizados pelos especialistas durante a extração dentária, bem como as etapas, inerentes a este processo, onde são aplicados.

2.1. Estado da Arte

Ao processo de extração dentária, sem dor e com o menor dano ou trauma no tecido envolvente, dá-se o nome de **exodontia** [2, 3]. Este processo envolve osso e tecidos moles da cavidade oral - local onde o acesso é restrito, conferido pelos lábios e pelo movimento restrito da mandíbula e língua, o que torna a extração dentária por si só um processo que requer experiência e cuidado.

Inicialmente, é administrada anestesia no local junto ao dente a extrair, seguindo-se uma sindesmotomia, luxação do dente e, finalmente, a avulsão do mesmo. Durante estas três últimas etapas são utilizados atualmente como instrumentos odontológicos: o sindesmótomo, a alavanca e o fórceps ou simplesmente boticão, respetivamente. É importante ainda realçar, que depois da sindesmotomia tem-se um processo iterativo, onde o médico dentista vai atuando mediante a reação do paciente e, simultaneamente, com o comportamento do próprio dente. Isto quer dizer que pode acontecer a utilização da alavanca seguida do boticão, mas ter de voltar à alavanca, se se verificar que a luxação ainda não foi suficiente.

De acordo com a literatura e a prática da exodontia, verifica-se que ao longo dos tempos não se tem verificado grande progresso na tecnologia a nível dos instrumentos cirúrgicos odontológicos, comparados com os instrumentos cirúrgicos usados em outras áreas. Pela análise de patentes, realizada no trabalho anteriormente desenvolvido, e a qual acompanhei, têm surgido algumas evoluções ao nível do boticão. Todavia, o que se constata é que a tentativa de evolução reside, essencialmente, na geometria do mesmo, mantendo-se o modo de funcionamento inalterado.

2.1.1. Sindesmótomo

O sindesmótomo é um instrumento cortante utilizado numa primeira fase da extração dentária para separar os tecidos moles e ligamentos, que circundam, e que fixam o dente a extrair à gengiva e ao alvéolo. Este procedimento facilitará, posteriormente, a utilização da alavanca e do boticão uma vez que torna mais fácil a introdução da ponta ativa junto do dente, numa posição mais próxima da raiz [4]. Estruturalmente, como se pode evidenciar na figura 1, o sindesmótomo possui uma lâmina fina na ponta que permite uma ação delicada e precisa, ao mesmo tempo, que o manuseamento é assegurado pelo cabo, mais robusto na outra extremidade, o que permite agarrar de forma firme e estável.

Existem dois tipos de sindesmótomo de acordo com o tipo de dente a extrair: reto ou curvo. Como se pode constatar na figura 2, o sindesmótomo reto (figura 2. a) é utilizado nos dentes anteriores superiores, nomeadamente caninos e incisivos, e o curvo (figura 2. b) é utilizado nos restantes dentes do maxilar e em todos os inferiores.

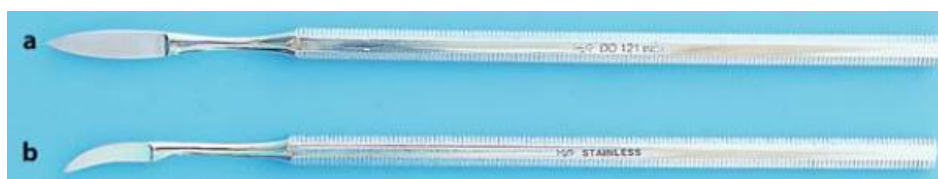


Figura 1 - Sindesmótomo reto a) e curvo b) [4].

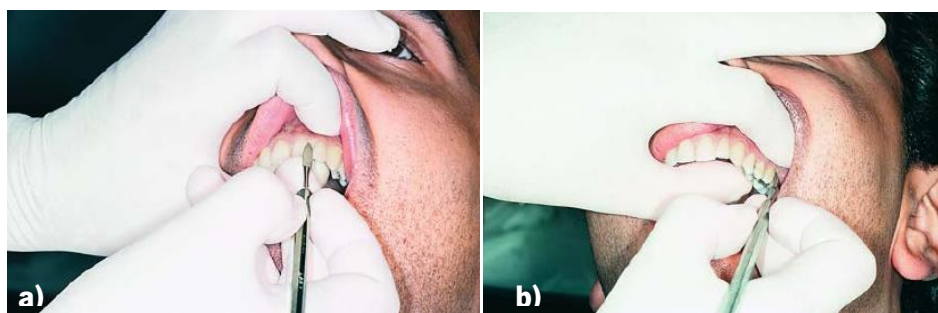


Figura 2 - Utilização do sindesmótomo reto num dente incisivo superior a) e do sindesmótomo curvo num dente molar superior b) [4].

2.1.2. Alavanca

A alavanca é um instrumento utilizado para promover a luxação dos dentes ou raízes antes da utilização do boticão, de modo a facilitar a sua extração e a minimizar o risco de fraturas. Como se pode evidenciar na figura 3, a alavanca é constituída por uma ponta ativa com um gume cortante e uma concavidade, de modo a melhor penetrar na zona a atuar; um cabo

bastante volumoso para que confira, simultaneamente, um agarrar seguro (através de uma grande área superficial de contacto, com praticamente toda a palma da mão), e que suporte as forças exercidas durante a luxação; e uma haste estreita que estabelece a ligação entre as duas partes anteriormente descritas. A superfície côncava da ponta ativa é colocada perpendicularmente ao dente, mantendo sempre o contacto com o dente que se pretende extrair [4].



Figura 3 – Representação da constituição da alavanca odontológica usada na extração dentária (adaptada de [4]).

Funcionalmente, este instrumento é utilizado à volta do dente ou raiz, num determinado local, onde o médico dentista considere apresentar um bom ponto de apoio para exercer força. Por essa razão, verifica-se, frequentemente, a sua utilização entre o dente a extrair e um dente adjacente (figura 4).



Figura 4 - Ilustração da utilização de uma alavanca odontológica (tipo reta) [4].

Existem diferentes tipos de alavancas odontológicas, embora, poucas sejam utilizadas devido à sua eficiência e conveniência [2]. As principais variações verificam-se na forma, essencialmente, da cabeça: alavanca reta ou tipo goiva, triangular ou em forma de frâmula e apical (ver figura 5).

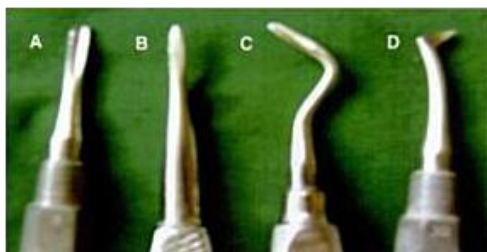


Figura 5 - Diferentes tipos de alavancas. A e B: alavanca reta; C alavanca apical e D alavanca triangular [2].

A alavanca reta é a mais utilizada devido à sua cabeça com concavidade. Esta pode ainda subdividir-se em dois tipos, como se pode observar na figura 5: alavanca reta pequena (A), no caso de se tratar de um dente não incluído, e alavanca reta mais larga (B) utilizada para deslocar raízes dos seus alvéolos ou dentes que estejam mais separados que o normal. A alavanca apical (C) é recomendada para remover raízes fraturadas, dado ser um instrumento mais sensível e mais fino. Contudo, durante a sua utilização não podem ser efetuados movimentos rotativos. A alavanca triangular (D) é usada nos casos em que uma raiz fraturada permanece no alvéolo dentário, estando o alvéolo adjacente vazio, pois permite efetuar movimentos rotativos fazendo uso da sua cabeça triangular.

2.1.3. Boticão ou fórceps odontológico

O boticão consiste num instrumento utilizado para auxiliar a extração dentária já desde o tempo dos gregos. Este foi desenhado pela primeira vez por Albucasis [2]. Albucasis descreveu o boticão como um pequeno par de cabos que aplicado à coroa do dente promoveria a agitação do mesmo e posteriormente a sua extração. Por sua vez, em 1826, Cyrus Fay descreveu um desenho, no qual, a força aplicada seria mais próxima da raiz e não da coroa. O desenho atual do boticão é ainda baseado no que foi criado por John Tom em 1841 [2].

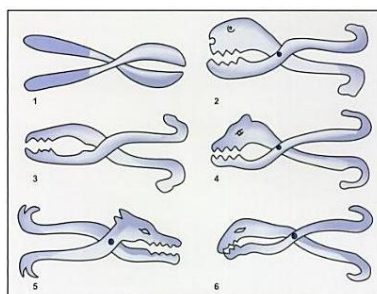


Figura 6 - Vários designs descritos na literatura de fórceps odontológicos [2].

Funcionalmente, este instrumento é utilizado para agarrar o dente na porção superior da raiz (abaixo da coroa), local onde a pressão é exercida proporcionando assim a luxação final e a avulsão do dente. A forma de segurar o boticão varia consoante o tipo de dente a extrair. Tratando-se de dentes superiores, o instrumento é segurado com a palma da mão virada para cima. No caso dos dentes inferiores, verifica-se o inverso. A existência de dentes diferentes é também a razão pelo qual existem diferentes boticões [5].

Em termos de estrutura, o boticão é constituído por uma ponta ativa e um cabo ligados por uma articulação que permite uma, maior ou menor, abertura do instrumento aquando da sua utilização (ver figura 7).



Figura 7 – Representação da constituição do boticão odontológico. a) vista lateral e b) vista superior (adaptada de [4]).

Como se pode verificar na mesma figura, o cabo do boticão, além de ser volumoso apresenta, na parte exterior, uma zona recartilhada, que evita a possibilidade de deslizamento, aquando a sua utilização, e melhora a preensão do instrumento por parte do utilizador. O comprimento do cabo deve adequar-se à mão do médico dentista.

Quanto à sua forma, o boticão não varia conforme o tipo de dente a extrair, tal como se verifica na ponta ativa. Quanto maior o rácio entre o comprimento do cabo e o comprimento da ponta ativa, maior será a força a exercer. Por outro lado, quanto maior a distância entre a articulação e a mão do médico dentista, maior é o movimento do boticão, o que obriga, simultaneamente, a uma maior abertura da mão. No entanto, maior energia pode ser dissipada para os dentes [2].

A articulação, além de estabelecer a conexão entre a ponta ativa e o cabo, concentra e transfere a força aplicada desde o cabo até à ponta ativa.

A ponta ativa é desenhada de acordo com estrutura radicular do dente e não da coroa (razão que a torna a estrutura de maior variação entre os boticões). Quanto mais fechada, maior a adaptação à raiz e menor a probabilidade de fratura e complicações [5]. A sua forma angular aliada à pequena rugosidade interior conferem um bom agarrar através da colocação paralela ou perpendicular ao longo do eixo dos dentes. Como se pode observar na figura 8, o boticão é colocado paralelamente ao eixo dos dentes, nos molares superiores, e perpendicularmente nos mandibulares [5]. A largura das pontas ativas é também proporcional às dimensões do dente. Em dentes finos, como os incisivos, são mais estreitas e para dentes mais largos, como os molares, são mais largas [4].

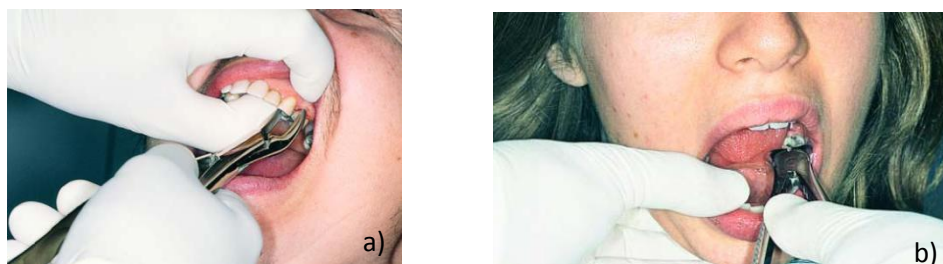


Figura 8 – a) extração do primeiro pré-molar esquerdo superior: colocação paralela em relação ao eixo do dente; b) extração do primeiro molar esquerdo mandibular: colocação perpendicular em relação ao eixo do dente [4].

2.2. Processo de extração

Ao longo deste subcapítulo será descrito, em detalhe, o processo de extração para que melhor se entenda a relevância de cada uma das etapas, bem como a necessidade de utilização dos instrumentos odontológicos.

Como já foi mencionado anteriormente na descrição da exodontia, este processo é constituído por três fases distintas: sindesmotomia, luxação e extração/avulsão. Durante todo o processo deve haver sempre um controlo das forças aplicadas, de modo a conseguir o menor dano possível.

2.2.1. Sindesmotomia

Este processo corresponde simplesmente à separação do tecido mole que circunda o dente, mais propriamente ao corte dos ligamentos que fixam a gengiva ao alvéolo, ou seja, do ligamento periodontal, através da utilização de um sindesmótomo. Trata-se de um movimento contínuo que tem por início a superfície distal do dente seguindo em direção à superfície mesial, primeiro na posição vestibular e posteriormente na posição lingual.

A sindesmotomia pode subdividir-se em duas fases: sindesmotomia circular e intra-alveolar. Na primeira fase, são efetuados movimentos circulares pericoronários com sindesmótomo, no sulco gengival que contacta com o dente, para desinsere os ligamentos gengivodentários – que ligam a gengiva ao dente. Esta ação evita a aderência da gengiva durante a extração do dente. Na segunda fase, o sindesmótomo atua em profundidade, entre o dente e o alvéolo, para diminuir a fixação do dente a este último e, assim, facilitar a colocação correta da ponta ativa do boticão [4].

Durante o processo é necessário algum cuidado pois trata-se de uma ação que requer sensibilidade e precisão. Para facilitar e controlar melhor a utilização do sindesmótomo, os dedos da mão contrária devem proteger os tecidos moles vizinhos (palato, língua e bochechas).

2.2.2. Luxação

A luxação consiste na expansão, dilatação e rompimento do osso alveolar através da utilização de uma alavanca. De um modo geral, e considerando dentes inteiros, é a fase da extração dentária mais difícil, devido às forças aplicadas para promover o rompimento do ligamento periodontal/osso alveolar. Esta etapa também facilita a utilização do boticão, posteriormente.

Em dentes fragilizados, em que o processo de extração é muito simples, a sua utilização é desnecessária, uma vez que o corte do tecido envolvente é suficiente. Por outro lado, existem casos em que uma boa luxação pode quase levar a extração do dente. No caso de dentes destruídos, que se encontrem cobertos por gengiva, a alavanca é utilizada para expor os dentes. Na remoção de raízes ou pontas de raízes, a alavanca também pode ser utilizada (figura 9).

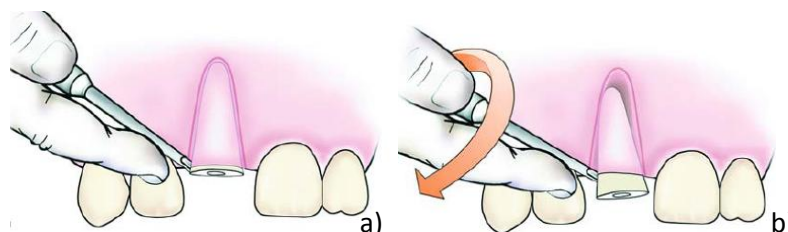


Figura 9 – Utilização da alavanca numa raiz. a) introdução da ponta ativa e b) movimento de rotação [4].

2.2.3. Extração utilizando boticão ou fórceps

O processo de extração é determinado segundo diferentes componentes: a forma correta de segurar o boticão e o próprio dente, as forças aplicadas no dente e a direção dos movimentos efetuados durante o processo [4].

Após a separação dos tecidos moles, e decorrida a luxação do dente, segue-se a extração do mesmo. As pontas do boticão são colocadas na linha cervical, paralelas ao longo do eixo, mas sem agarrar o osso ou a gengiva em simultâneo. Numa primeira instância, são efetuados movimentos leves, juntamente com uma pressão lenta e constante, para mover o dente, primeiro na direção bucal e depois na direção labial, como se pode observar na figura 10. Estes movimentos, assim como a pressão exercida, devem aumentar gradualmente.

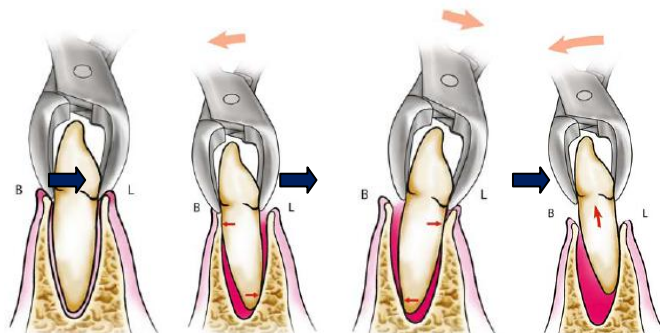


Figura 10 - Movimentos realizados durante a extração dentária usando o boticão (adaptada de [4]).

Se a anatomia do dente permitir, ou seja, se se tratar de um dente monoradicular e com uma raiz com forma cônica, pode ser aplicada uma rotação adicional aos movimentos anteriormente descritos. Desta forma, provoca-se uma maior expansão do osso alveolar, assim como dos ligamentos após a ação da alavanca. Pode ainda ser aplicada também uma pequena tração para facilitar a extração. Todavia, durante a fase final da extração, a tração não é permitida de modo a evitar o risco de possíveis danos.

Todos estes movimentos devem acontecer de forma gradual, traduzindo-se num processo iterativo, cujo aumento deve acompanhar o aumento da mobilidade do dente.

2.3. Conceitos a reter do capítulo

O processo de extração dentária é constituído por três etapas: sindesmotomia, luxação e extração. Trata-se de um processo iterativo dependente da reação do paciente e do próprio dente. Actualmente, são utilizados os seguintes instrumentos odontológicos: o sindesmótomo, a alavanca e o boticão, respectivamente. A sindesmotomia consiste num movimento contínuo e, ao mesmo tempo, delicado. O sindesmótomo é utilizado para separar os tecidos moles e ligamentos que circundam e fixam o dente, a extrair, à gengiva e ao alvéolo. Este procedimento vem facilitar a utilização da alavanca e do boticão, uma vez que permite uma introdução facilitada, das pontas ativas, e mais próxima da raiz. A luxação consiste na expansão, dilatação e rompimento do osso alveolar. É das etapas mais cruciais do processo de extração devido à intensidade de forças exercidas. Estas forças devem ser graduais e proporcionais à mobilidade do dente. Uma boa luxação além de facilitar a extração, minimiza o risco de fraturas. A extração é realizada através do boticão. Este instrumento segura o dente na porção superior da raiz e realiza os movimentos finais para extrair o dente. É dos instrumentos com maior variabilidade, uma vez que existe uma ponta ativa para cada tipo de dente. A ergonomia entre os três instrumentos é diferente, mas adequada à função e forças a exercer.

CAPÍTULO 3 - ESTUDO PRELIMINAR DA CONSTRUÇÃO DO PROTÓTIPO

Neste capítulo serão enunciados os possíveis materiais que podem ser utilizados na construção do protótipo, resultando na seleção do que melhor satisfaz os requisitos inerentes à aplicação do dispositivo a desenvolver. De seguida, são abordados os processos de maquinaria quer na construção do protótipo quer em aplicações biomédicas no geral. É, também, efetuado um estudo sobre o sistema vibratório e sobre a reação do Homem a essa mesma vibração. No final, são abordadas as interações superfície dispositivo-biofluidos e os processos de esterilização.

3.1. Estudo dos materiais

A escolha do material para determinada aplicação deve ter subjacentes as propriedades e a estrutura do material, os processos de produção envolvidos e, ainda, questões ambientais e económicas.

O material selecionado deve ser suficientemente forte para suportar a carga, sem sofrer deformação permanente ou fratura, durante o processo de extração, quando inclusive utilize vibração (devido à carga repetitiva subsequente das repetidas utilizações). Tratando-se de uma aplicação biomédica, em específico, a resistência à corrosão é também um fator deveras importante, dado que o interior do corpo humano é um ambiente altamente corrosivo. Por sua vez, a boca é um local onde se reúnem muitas bactérias e onde existem fluidos, sangue e a saliva, que potenciam a possibilidade de degradação do material nele implantado ou introduzido, e do qual resulta a libertação de iões ou moléculas nocivas. Além disso, deve ser resistente ao desgaste de modo a suportar tensões elevadas e variáveis (cíclicas) e, assim, não haja libertação de partículas provenientes do desgaste, consoante as utilizações, que poderiam induzir resposta inflamatória. A elevada capacidade térmica é, também, um aspeto importante, dado que é

necessário que aguentasse elevadas temperaturas e pressões, características do processo de esterilização.

Perante a existência de diferentes classes de materiais: metais, polímeros, cerâmicos e compósitos e com base nos requisitos anteriormente descritos, conclui-se que os metais são os materiais mais adequados.

Os metais puros como Cobalto (Co), Cobre (Cu) e Níquel (Ni) são tóxicos para o organismo. Todavia, Platina (Pt), Titânio (Ti) e Zircónio (Zr) apresentam elevados níveis de biocompatibilidade. Já os metais como Ferro (Fe), Alumínio (Al), Ouro (Au) e Prata (Ag), tal como alguns aços inoxidáveis e ligas de Cobalto-Crómio (Co-Cr), possuem níveis moderados. Na prática, os materiais mais utilizados são os aços inoxidáveis, as ligas à base de Co e as ligas de Ti, pois apresentam níveis de biocompatibilidade aceitáveis e conseguem suportar cargas em geral. No entanto, nenhum deles consegue ter todas as características necessárias para uma determinada aplicação específica [6].

Assim, se o custo for um critério importante, o aço é a melhor escolha. Por outro lado, se o peso for imprescindível, as ligas de Al revelam-se mais convenientes. As ligas de Ti e de Magnésio (Mg) são mais caras do que as ligas de aço e Al [6].

Quando se trata de aplicações na área biomédica e, mais especificamente, na área odontológica, onde um dos requisitos é a resistência à corrosão perante o contacto com fluidos, verifica-se uma maior utilização dos aços inoxidáveis.

3.1.1. Aços inoxidáveis

Os aços inoxidáveis, como o próprio nome indica, são aços que resistem à oxidação e corrosão causada pela ação de agentes atmosféricos e/ou químicos. Estes aços são comumente utilizados em engenharia devido à sua excelente resistência à corrosão conferida pelo elevado teor em Cr, no mínimo 12% [6] [7]. O Cr quando sujeito a agentes de oxidação forma um óxido superficial (camada passiva) que protege da corrosão a liga Fe-Cr, que se encontra por baixo desse óxido. Isto acontece devido ao facto da camada passiva impedir o contacto da superfície do metal com o oxigénio.

Os aços inoxidáveis são muito variados e complexos em termos de composição, microestrutura e propriedades mecânicas [8]. De acordo com a composição são considerados aços inoxidáveis com Cr, Cr-Ni, Crómio-Níquel-Molibdénio (Cr-Ni-Mo) e com ligas especiais. Segundo a estrutura, existem quatro tipos de aço inoxidáveis AISI: ferríticos (430 e 446),

martensíticos (410, 440A e 440 C), austeníticos (301, 304, 304L, 316, 316L, 321 e 347) e endurecidos por precipitação (17-4EP) [8].

O aço inoxidável AISI 316L é um aço austenítico também designado por 18 Cr-14 Ni-2.5 Mo ASTM F138. É o aço inoxidável mais utilizado em aplicações ortopédicas e odontológicas [9, 10], uma vez que é relativamente barato e pode ser facilmente trabalhado [10]. É um material metálico bastante utilizado devido às suas propriedades mecânicas, biocompatibilidade e resistência à corrosão [11, 12]. Contudo, não é aconselhado para utilizações de longa duração no interior do corpo, uma vez que apresenta uma limitada resistência à corrosão, consequente da presença da degradação do níquel que é tóxico. Em contrapartida, para utilizações exteriores ao corpo humano esse risco já é reduzido. A designação “L” significa que é uma “versão” do 316 com baixo teor em carbono [8], propriedade que ajuda a combater a corrosão intragranular [13].

Os aços inoxidáveis AISI 316 e 316L, quando trabalhados muito rapidamente, apresentam alguma dificuldade em maquinar. Para facilitar a maquinagem são, então, requeridas baixas velocidades de corte e taxas de corte constantes. Por sua vez, a baixa composição em carbono torna o aço 316L mais fácil de ser processado e maquinado comparativamente com o aço 316 [11].

A estrutura austenítica é responsável pela excelente resistência até a temperaturas muito baixas. Comparado com o aço inoxidável austenítico Cr-Ni, o 316L apresenta maior fluência¹, tensão de rutura e resistência à tração e a temperaturas elevadas. Todavia, pode ser trabalhado a temperaturas elevadas, superiores a 930°C, como por exemplo no processo de dobragem (conformação de chapa).

O aço inoxidável AISI 316L apresenta boas propriedades mecânicas pois possui um elevado Módulo de Young (193 GPa) e uma elevada resistência à tração (485 MPa). Estas propriedades tornam-no resistente a deformação e fratura quando sujeito a cargas excessivas – um dos requisitos de seleção do material para esta aplicação. Uma desvantagem da seleção deste material é a sua elevada massa específica (8000 kg/m³), que o torna bastante pesado comparado com outras ligas, como as de alumínio. Embora esta propriedade condicione as dimensões do instrumento (não deve apresentar uma grande área volumica), há uma compensação pelas propriedades de biocompatibilidade e elevada resistência ao calor, que

¹ Fluência – é a deformação permanente dos materiais quando estão sujeitos a cargas ou tensões constantes e que está dependente do tempo.

permitem suportar as elevadas temperaturas do processo de esterilização e, ainda, a elevada resistência à corrosão conferida pela composição do aço.

O custo da maquinagem aumenta com o aumento da dificuldade do processo de maquinagem.

As tabelas relativas às propriedades do aço inoxidável AISI 316 L e outras informações que podem complementar e ajudar a melhor entender a minha escolha podem ser consultadas no Anexo I.

De seguida é apresentado um breve estudo das ligas de alumínio e de titânio. Este estudo tem por base a utilização do alumínio durante a construção dos protótipos e ainda a baixa massa específica de ambas as ligas, que facilita o manuseamento e transporte do instrumento.

3.1.2. Ligas de Alumínio (Al) e de Titânio (Ti)

O alumínio apresenta um elevado interesse em termos de engenharia dada a sua baixa massa específica (2700 kg/m^3) [14], cerca de três vezes mais baixa que o aço inoxidável. Uma outra característica é a boa resistência à corrosão, na maioria dos meios naturais, conferida pelo filme de óxido estável que se forma na sua superfície. O alumínio puro apresenta baixa resistência mecânica, não é tóxico e apresenta propriedades elétricas. O seu preço é relativamente baixo [6].

As ligas de alumínio são comumente utilizadas no nosso quotidiano desde o papel de alumínio, usado para embalar comida, até ao aircraft ou indústrias automóvel e aeroespacial. Estas ligas têm a capacidade de combinar propriedades de acordo com determinada aplicação, podendo assim ser produzidas numa grande variedade de forma e tamanhos. A resistência mecânica das ligas varia com a composição, mas é também mais baixa do que a dos aços inoxidáveis [14].

As ligas de Ti são altamente resistentes à corrosão, apresentam uma boa tolerância ao corpo humano e são bastante resistentes, embora menos rígidas que os aços inoxidáveis, o que faz com que sejam frequentemente utilizadas em implantes. Por outro lado, à temperatura ambiente, o Ti é um material que tem uma estrutura difícil de deformar [15]. Uma grande

vantagem do titânio é a sua baixa massa específica, praticamente metade comparada com a do aço inoxidável.

3.2. Conceitos a reter do subcapítulo

A escolha do material para determinada aplicação deve ter subjacentes as propriedades e a estrutura do material, os processos de produção envolvidos e, ainda, questões ambientais e económicas. Mais do que isso, e não existindo uma material ideal, deve responder aos requisitos exigidos nessa mesma aplicação.

Embora o alumínio e o titânio sejam materiais mais leves, o que facilita o manuseamento e o transporte, e apresentem boa resistência à corrosão, a resistência mecânica é baixa. Este fator é importante perante as cargas elevadas durante o processo de extração e dada a utilização do instrumento, procurando evitar a libertação de partículas e fratura.

Decorrente da leitura de várias utilizações do aço inoxidável AISI 316L em aplicações odontológicas [9] e com base nas propriedades: boa resistência à corrosão; boa biocompatibilidade com os biofluidos (sangue e saliva); boas propriedades mecânicas que impedem a deformação e fratura; capacidade em suportar elevadas temperaturas características da esterilização; e a facilidade em maquinar, conclui-se que este material é o mais adequado para o dispositivo em desenvolvimento neste trabalho.

3.3. Maquinagem

Neste subcapítulo pretende-se salientar a importância da maquinagem em aplicações biomédicas e enunciar os processos de maquinagem envolvidos na construção física do protótipo para que, posteriormente, durante a descrição da construção, melhor se entenda o que foi executado.

A superfície de um dispositivo constitui o primeiro local de contacto entre o dispositivo e o profissional e/ou paciente. O tratamento da superfície ou o seu revestimento são, portanto, uma importante componente no desenvolvimento de um dispositivo com aplicação biomédica, de modo a resolver problemas associados ao modo de conceção e produção e, ainda, no âmbito de torná-los compatíveis com os tecidos vivos (incluindo biofluidos como saliva e sangue).

A maquinagem consiste no processo de fabrico caracterizado pelo corte com arranque de aparas, cuja finalidade é produzir peças com formas complexas, tolerâncias apertadas geométricas e dimensionais e, ainda, com bom acabamento superficial [16, 17]. O arranque de aparas da superfície do material é obtido pela penetração progressiva de uma ferramenta de corte, afiada em forma de cunha, em movimento em relação à peça. Este movimento relativo pode obter-se com a ferramenta móvel e a peça imóvel, inversamente, ou ambas móveis. De entre os processos de fabrico com formação de aparas temos: torneamento, serragem, fresagem, aplainamento, furação, retificação e eletroerosão.

O movimento de corte é aquele, que sem movimento de avanço, consegue o arranque de aparas durante uma revolução/translação (o movimento de corte pode ser circular ou retilíneo); o movimento de avanço torna possível, em conjunto com o movimento de corte, o arranque de aparas ao longo de toda a peça; o movimento de penetração é aquele que determina a espessura da aparas a arrancar; o movimento de aproximação é o que leva a ferramenta de corte junto da peça a trabalhar [17].

A grande maioria das vezes a maquinagem conduz a um melhor acabamento e precisão dimensional quando comparada com os processos de fabrico sem formação de aparas. O acabamento da superfície é importante de modo a obter-se um melhor aspeto superficial mas também rigor dimensional, de acordo com as especificações de fabrico e com a aplicação. A obtenção de peculiaridades impossíveis de ser obtidas em processos convencionais e a produção de peças em série a um mais baixo custo, são outras das razões pelo qual a maquinagem é importante [17].

3.3.1. Maquinagem em aplicações biomédicas

No sentido de melhorar a qualidade de vida da população, a fim de proporcionar o bem-estar (físico, mental e social), e em resposta às exigências e necessidades da sociedade em obter instrumentos à medida do utilizador, é necessário que as diferentes áreas do conhecimento andem de mãos dadas.

Neste projeto, em que se pretende criar um dispositivo que auxilie a extração dentária deverá haver cooperação entre os conhecimentos de medicina dentária, necessários à parte da anatomia oral, e da clínica referentes à extração em si; os conhecimentos mecânicos e de projeto inerentes ao fabrico; e, ainda, com os conhecimentos biomédicos que estabelecem a ligação entre ambos visando a aplicação biomédica.

Os dispositivos médicos de grandes dimensões ou mesmo as micro-ferramentas são maquinados para poderem ser veículo de contacto com o organismo ou tecido do paciente, pois têm de ser biocompatíveis.

É necessário ter em conta que existem materiais difíceis de trabalhar como o titânio, com formas complexas e pequenos diâmetros, onde também é requerida a máxima precisão. Os implantes ortopédicos e odontológicos são, também, exemplo de micro-maquinagem onde é imprescindível condições rigorosas e complexas. Peças com tamanhos extremamente reduzidos e/ou executados sob medida exigem cuidados na escolha de ferramentas, de modo a obter um bom acabamento e a máxima precisão. No caso da maquinagem de implantes, um dos fatores extremamente importante é o acabamento. Por exemplo, uma cabeça de fémur tem de ser extremamente polida, para se obter uma rugosidade mínima e, assim, haja um deslizamento perfeito na articulação da anca [17]. O avanço atual da tecnologia aponta uma maior integração dos implantes ao organismo com a utilização de recursos eletrónicos e digitais. No entanto, a utilização dos referidos recursos só é possível através do uso dos processos convencionais mecânicos e de ferramentas adequadas, sendo a maquinagem um deles [17].

Todos estes processos devem convergir para um dispositivo médico que prove segurança e eficácia pela FDA, antes de ser lançado no mercado [18].

3.3.2. Maquinagem na construção do protótipo

As peças metálicas fabricadas pelos processos metalúrgicos convencionais tais como fundição e forjamento apresentam geralmente superfícies cujo acabamento não é o mais

satisfatório. Por outro lado, estes processos nem sempre permitem obter certos pormenores, como determinadas saliências ou reentrâncias, furos roscados e furos passantes. No caso da engenharia biomédica, tal como já foi referido no ponto 3.2.1, pequenos pormenores são bastante importantes e fazem toda a diferença. É neste sentido que a maquinagem apresenta um papel muito preponderante, já que consegue o que os métodos convencionais não conseguem, ou seja, um melhor acabamento superficial, superfícies com detalhes/pormenores e a possibilidade de uma produção em série a baixo custo [17].

O número de operações de maquinagem é variável de acordo com a peça a ser produzida. Por sua vez, existe também uma grande variedade de ferramentas a utilizar de acordo com o processo de maquinagem.

De entre os processos de maquinagem existentes com formação de apara, foram executados neste trabalho: torneamento e furação. A recartilhagem, embora seja um processo sem arranque de apara, foi também um dos processos utilizados durante a construção do protótipo. No trabalho em desenvolvimento foi aplicada uma recartilha de sulco cruzado sem grandes especificações, uma vez que o objetivo era criar uma rugosidade que melhorasse a fixação do braço, que contém a fonte de vibração, à peça cónica.

No anexo II, encontram-se informações complementares assim com imagens ilustrativas sobre os processos de maquinagem utilizados, que podem ajudar a melhor entender os processos.

3.4. Sistema vibratório utilizado para auxiliar a luxação e a extração de dentes ou raízes

Ao longo deste subcapítulo serão abordadas todas as noções e fundamentos associados ao tipo de sistema vibratório utilizado no protótipo, para auxiliar a luxação e a extração de dentes ou raízes. Serão também estudadas a constituição e as características, para o tipo de motor utilizado, de modo a melhor entender o funcionamento do sistema.

3.4.1. Motor DC

Os motores elétricos são usados comumente pelas pessoas no seu dia a dia nas mais variadas atividades, seja no computador ou em outras, tais como em dispositivos ou equipamentos na área da odontologia, como por exemplo, na broca dentária.

Estes motores podem ser do tipo DC ou AC de acordo com a fonte de alimentação. Um motor AC é alimentado por corrente alternada e, por sua vez, o motor DC é alimentado por corrente contínua, consistindo num gerador de corrente contínua com fluxo de potência invertido.

Nos motores DC a energia elétrica é convertida em energia mecânica [19]. No esquema da figura 11 estão representados os três tipos de motores DC existentes: excitado separadamente, auto-excitado e de íman permanente. Dentro destes três tipos ainda existem variedades.

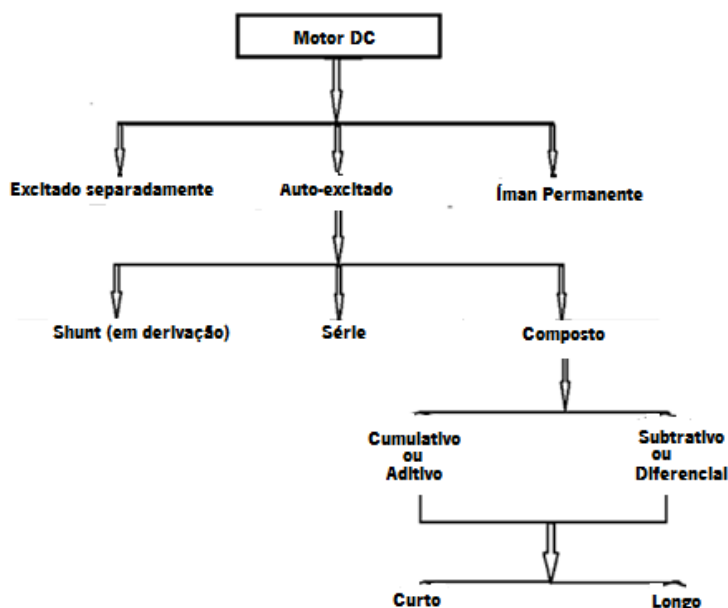


Figura 11 – Representação esquemática dos tipos de motor DC (adaptado de [20]).

O motor utilizado na construção do dispositivo é um motor DC de íman permanente.

3.4.2. Constituição do motor DC de íman permanente

Como o próprio nome indica, os pólos deste motor constituem essencialmente um íman permanente. Este tipo de motor é constituído por um veio que sofre rotação, um comutador, um par de escovas, um estator e um rotor ou armadura (figura 12).

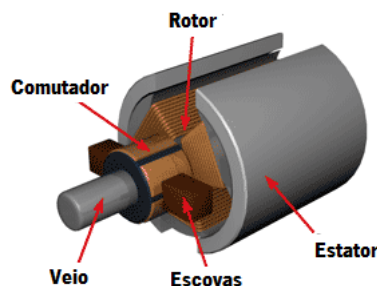


Figura 12 – Representação esquemática de um motor DC do tipo íman permanente (adaptada de [20]).

De entre os componentes que constituem o motor, o estator e o rotor são os mais importantes.

O estator, tal como se pode observar na figura 12, consiste num cilindro metálico estático com os ímãs salientes, montados na zona periférica do seu interior e voltados para a armadura. Os pólos N (Norte) e S (Sul) encontram-se dispostos alternadamente, como mostra a figura 13.

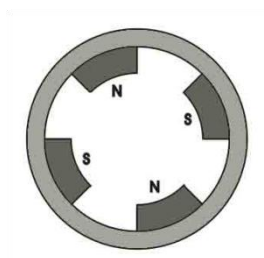


Figura 13 - Ilustração do Estator de um motor DC de íman permanente [20].

Além de manter o íman permanente no seu interior, o estator serve, também, de caminho de retorno de baixa relutância para o fluxo magnético.

O rotor ou armadura consiste na parte giratória do motor e é constituído por um núcleo de ferro dotado de enrolamentos à sua superfície e um comutador. Os enrolamentos do rotor compreendem bobinas de n espiras conectadas em série e igualmente espaçadas entre os dois pólos do estator. Estes enrolamentos são alimentados por um sistema mecânico de comutação solidário ao veio do rotor. Por outras palavras, os terminais das extremidades dos enrolamentos são conectados aos segmentos do comutador que se encontram no veio do rotor. As escovas,

normalmente feitas de carbono ou grafite, encontram-se em contacto, e sob pressão de mola, com os segmentos do comutador para fornecer corrente à armadura/rotor. O comutador tem como função inverter a corrente apropriada na fase de rotação, de modo a que o conjugado ocorra sempre na mesma direção. O conjunto escovas-comutador são a unidade responsável pela transmissão de potência do estator para o rotor [19].

Como se trata de um motor cuja finalidade é produzir vibração, o motor possui um excêntrico na extremidade do seu veio de rotação (número 3 da figura 14). Os motores que produzem vibração podem ter duas configurações: tipo botão ou cilíndrico. Todavia, os componentes que constituem cada uma das configurações são os mesmos. No caso deste projeto, é utilizado um motor com a configuração cilíndrica. Na figura 14, encontra-se representada a construção de um motor DC de íman permanente que produz vibração.

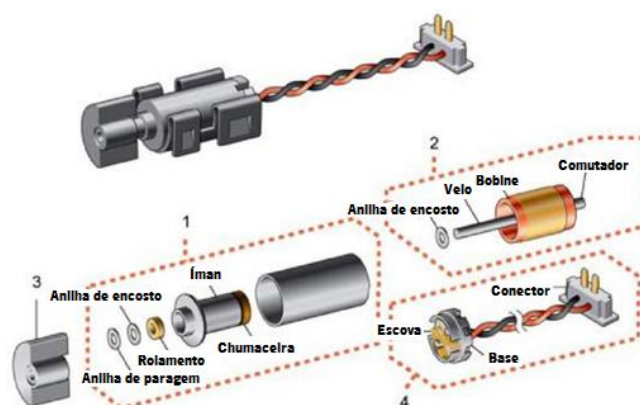


Figura 14 – Construção do motor DC que produz vibração, com configuração cilíndrica: 1 montagem do estator; 2 montagem do rotor; 3 excêntrico e 4 montagem das escovas (adaptada de [21]).

3.4.3. Vantagens e desvantagens da utilização deste tipo de motor DC

A utilização deste tipo de motores é vantajosa pelos seguintes aspetos:

- Não é necessário um sistema de excitação;
- Não há consumo de uma potência inicial para excitação, o que melhora a eficiência do motor;
- Pequenas dimensões;
- Mais barato e económico em aplicações com taxas kW fracionadas.

Por outro lado, a sua utilização nem sempre é a melhor pois possui desvantagens como:

- A reação da armadura do motor não pode ser compensada e, consequentemente, a força do campo magnético pode tornar-se fraca devido à desmagnetização resultante dessa reação;
- Pode ocorrer a desmagnetização parcial dos pólos permanentes, devido à corrente excessiva da armadura durante: o início, a inversão e a sobrecarga do motor;
- O campo magnético está fixo e limitado, o que impede o seu controlo externo. Por esta razão, é muito difícil controlar a velocidade deste tipo de motor DC.

3.4.4. Aplicações do motor DC de íman permanente

Os motores DC de íman permanente são amplamente utilizados em aplicações que requerem pequenas dimensões e onde não haja necessidade de um controlo muito eficaz. Estes motores são geralmente utilizados, entre outras aplicações, nos motores de arranque dos automóveis, em brinquedos, em sistemas de ar condicionado e para subir e baixar janelas [20]. Uma outra possível aplicação deste tipo de motores, e neste caso em específico, é a produção de vibração, promovida por um excêntrico desequilibrado existente na extremidade do veio de rotação do motor, como recurso auxiliar à extração dentária.

Na figura 15 é apresentado o motor DC utilizado neste trabalho.



Figura 15 – Motor DC utilizado no trabalho.

Perante a falta de informação sobre o motor, foram medidas, experimentalmente, algumas das suas características que se encontram representadas na tabela 1. As dimensões gerais do motor foram determinadas através da utilização de um paquímetro. Para a medição do peso foi utilizada uma balança de precisão. Com um taquímetro da *Graham & White*

Instruments, sem contacto, foi quantificada a velocidade nominal quando alimentada por uma tensão nominal de 3V e sob uma corrente de funcionamento de 1A.

Tabela 1 - Características do motor DC utilizado na construção do protótipo

Diâmetro	24 mm
Comprimento (estator)	27 mm
Peso (incluindo excêntrico)	31g
Corrente de funcionamento	1A
Tensão nominal	3V
Velocidade nominal	6000 rpm

3.4.5. Estudo da vibração do motor

O motor utilizado na construção do dispositivo além de ser DC do tipo de íman permanente, apresenta um excêntrico, na extremidade do veio de rotação, cujo objetivo é produzir vibração, tal como já foi referido anteriormente. É, portanto, imprescindível estudar quais os parâmetros importantes assim como saber quais os níveis de vibração possíveis de obter com a sua utilização.

Quando aplicada uma determinada tensão, o motor converte a energia em binário, causando a rotação do veio do motor que, por sua vez, faz com que o excêntrico na sua extremidade oscile. A oscilação do excêntrico pode variar de acordo com a sua massa, com a distância do centro do excêntrico em relação ao centro do veio do motor, ou seja, excentricidade e, ainda, com a intensidade do valor de tensão aplicada. O excêntrico ao oscilar cria um desequilíbrio de peso e, conseqüentemente, uma força centrípeta. A força centrípeta, gerada pelo excêntrico em rotação, faz com que seja produzida vibração segundo dois eixos (eixos do X e Y), tal como se pode observar na figura 16.

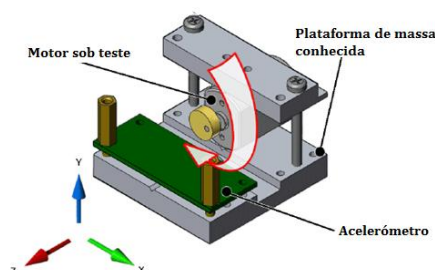


Figura 16 – Motor de vibração com um excêntrico cuja oscilação ocorre segundo os eixos X e Y (adaptada de [22]).

Na figura 16 está exemplificado o funcionamento de um motor DC com vibração fixo numa plataforma, de massa conhecida, e onde se encontra montado um acelerómetro. A plataforma está sob ação de uma força centrífuga [22].

O acelerómetro é um instrumento que mede a aceleração. Consiste num sistema que possui um grau de liberdade relativo ao seu próprio eixo, ao qual se encontra ligado o objeto que se pretende medir a vibração [23]. A figura 16 trata-se de um exemplo de uma possível montagem de análise do motor. No entanto, podem ser utilizadas outras, dada a existência de outros acelerómetros diferentes. Para a aquisição dos valores apenas é necessário ligar o acelerómetro ao computador.

Por sua vez, na figura 17 está representado, a apenas uma dimensão, o modelo da rotação desequilibrada do sistema mola-amortecedor que pretende simular um objeto excitado pela rotação do motor DC, que neste caso é o excêntrico.

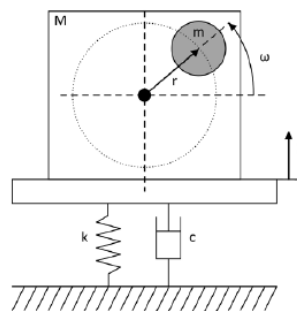


Figura 17 – Modelo representativo a uma dimensão da rotação do excêntrico [22].

Através da análise do modelo representativo a uma dimensão é possível estabelecer as equações que descrevem o movimento e a força gerada no excêntrico e que permitem caracterizar a sua vibração:

$$M\ddot{x} + c\dot{x} + kx = (mrw^2) \sin wt \quad (1)$$

$$F_0 = mrw^2 \quad (2)$$

$$\leftrightarrow M\ddot{x} + c\dot{x} + kx = F_0 \sin wt \quad (3)$$

Onde,

\ddot{x} é a aceleração adquirida pelo acelerómetro (m/s²);

\dot{x} é a velocidade adquirida do acelerómetro (m/s);

x é o deslocamento do acelerómetro a partir do estado de equilíbrio (m);

M é a massa total sem o excêntrico (plataforma e motor em kg);

C é a constante linear do amortecedor;

K é a rigidez equivalente do sistema.

E

F_0 é a magnitude da força gerada pela rotação desbalanceada (força centrípeta em N);

m é a massa do excêntrico (kg);

r é a excentricidade (distância ao centro do veio de rotação do motor em m);

w é a frequência angular de rotação do excêntrico (rad/s).

De acordo com a eq. 2, quanto maior for a massa do excêntrico maior será a força produzida e, por isso, maior a amplitude de vibração. Por sua vez, para uma força constante a uma determinada velocidade, quanto maior a massa menor é a aceleração. Com o aumento da tensão aplicada ao motor, maior é a velocidade de rotação do veio do motor e, conseqüentemente, a frequência e amplitude da vibração [24].

Para cada aplicação a resposta da vibração de um objeto, sob a ação de uma força de rotação, é influenciada pela massa e pelas propriedades amortecimento-mola características do acelerômetro.

Numa condição estável ou fixa, onde a aceleração e a velocidade são constantes, a amplitude de deslocamento da vibração do corpo pode ser aproximada à seguinte equação:

$$X_{\max} = \frac{F_0}{k} \cdot \frac{1}{\sqrt{\left[1 - \left(\frac{w}{w_n}\right)^2\right]^2 + \left[2\zeta\left(\frac{w}{w_n}\right)\right]^2}} \quad (4)$$

Onde,

w_n é a frequência angular da ressonância do sistema;

ζ é o rácio de amortecimento do sistema (<1 para subamortecido e >1 para superamortecido);

X_{\max} corresponde ao deslocamento máximo;

F_0 é a magnitude da força gerada pela rotação desbalanceada;

K é a rigidez equivalente do sistema;

Como se pode constatar, a análise elementar do motor não é muito simples, pelo que o motor deve ser visto como um todo. Por um lado, existe uma força de rotação interior ao motor, subjacente ao campo elétrico, que é convertida em binário promovendo a rotação do veio do motor. E por outro, existe ainda outra força desbalanceada resultante da rotação do excêntrico na extremidade do veio de rotação do motor.

Considerando apenas a rotação do excêntrico, a aceleração e a amplitude da vibração do excêntrico é dada pela equação:

$$a(t) = A \sin(2\pi ft) \quad (5)$$

Onde $a(t)$ corresponde à aceleração (m/s^2) em função do tempo t (s). A é a amplitude e f é a frequência (Hz), que corresponde ao número de ciclos por segundo.

Por sua vez, a frequência de vibração do excêntrico é calculada com base na equação:

$$w = 2\pi f \leftrightarrow f = \frac{w}{2\pi} \quad (6)$$

Condições de funcionamento do motor DC utilizado na construção

Nas condições de funcionamento em que são aplicados 3V e é consumido 1A, o excêntrico tem uma velocidade de 6000 rpm, o que gera frequências de vibração por volta dos 100 Hz. Face à impossibilidade de pesar o excêntrico, a massa do mesmo foi calculada com base na densidade volúmica, do qual se obteve o valor de 0.338 g. O excêntrico apresenta uma velocidade angular de 628.32 rad/s resultando numa força centrípeta de 0.4 N. Todos os cálculos efetuados encontram-se no anexo III.

Pela falta de dados sobre a parte eletromagnética do motor e, portanto, sobre a sua constituição, não é possível auferir mais nenhum valor sobre o mesmo.

Para que houvesse um melhor conhecimento deste tipo de motores, foi efetuado um estudo sobre o funcionamento, comportamento do binário e da velocidade e, ainda, uma comparação com um motor semelhante do qual se continha as características. Todas estas informações encontram-se no anexo III.

3.5. Veios flexíveis

Ao longo deste subcapítulo são enunciadas as características, bem como os tipos de veios flexíveis existentes. O estudo dos veios flexíveis advém da solução definida no trabalho de na dissertação anterior [1], cuja função consistia na transmissão da rotação de uma extremidade (fonte de vibração) a outra (ponta ativa - local alvo do instrumento), através de um caminho curvo.

Os veios flexíveis são usados em várias aplicações com o objetivo de transmitir binário através de um caminho curvo. Geralmente, a flexibilidade destes veios tem uma extremidade, designada entrada, acoplada a uma fonte de energia de rotação, e outra extremidade ligada ao que se pretende fazer rodar [25]. Contrariamente aos veios rígidos, os veios flexíveis conseguem, posicionar-se ou ser incorporados em torno, ao longo ou sobre um obstáculo, tendo portanto uma configuração flexível e ajustável.

Estes veios são constituídos por um veio rotativo (também por vezes chamado “núcleo/cerne”) e umas peças de encaixe metálicas nas extremidades que permitem a sua fixação.

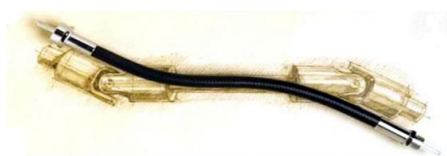


Figura 18 - Veio Flexível de transmissão de movimento [26].

Podem ainda, quando necessário, ter um invólucro exterior que contém as suas próprias peças de fixação, de modo a permitirem o uso dos veios em estado estacionário (figura 19).

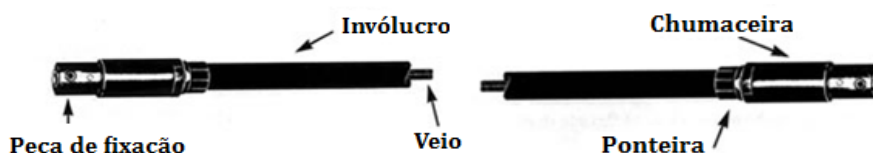


Figura 19 - Representação esquemática da constituição dos veios flexíveis [26].

Os veios flexíveis de rotação são usados em várias aplicações que impliquem a transmissão de um binário através de um caminho não reto. Como já foi mencionado anteriormente, estes veios apresentam uma extremidade de entrada acoplada a uma fonte de energia de rotação (ex. motor) e outra extremidade de saída acoplada a algo que se pretende transmitir o movimento. Em algumas aplicações é usado apenas um fio-monofilamento que deve

apresentar tensões de cedência suficientes para resistir à deformação permanente, aquando a sua dobragem em torno de um raio de curvatura específico -“raio de funcionamento”. Neste caso, o projetista tem, de antes, determinar o raio de funcionamento, que corresponde ao menor raio do veio que é pretendido [26].

Os veios flexíveis podem ser revestidos ou não, dependendo da aplicação. O revestimento, correspondente ao invólucro representado na figura 19, tem como finalidade manter o lubrificante na montagem e as poeiras e sujidade longe do veio de rotação; evitar dano no operador; proporcionar uma guia contínua do veio fechado; prevenir os movimentos de “hélice” e controlar a curvatura. Além do revestimento, estes veios podem também ter acessórios (acoplamento) nas extremidades.

3.5.1. A utilização dos veios flexíveis tem como vantagens:

- Eliminação de problemas de alinhamento: não requerem tolerâncias apertadas como os veios rígidos;
- Grande liberdade de design: o que permite uma variedade de possíveis colocações quer do motor quer das componentes;
- Elevada eficiência: os veios flexíveis apresentam uma eficiência de 85-95% comparada com as engrenagens, juntas universais, correias e polias, cujos valores são muito mais baixos devido às grandes perdas por atrito;
- Grandes “off-set”: os acoplamentos flexíveis só permitem 5 graus de off-set enquanto as juntas universais permitem 30. Contudo, apresentam um declínio de 40-50% de eficiência. Por sua vez, veios flexíveis permitem 180 graus off-set enquanto mantêm a sua elevada eficiência.
- Baixo peso e potência: os veios flexíveis são três vezes mais leves do que outros designs de soluções enquanto transmitem cargas maiores de energia;
- Baixo custo e fácil instalação: os veios flexíveis são instalados em poucos minutos sem a necessidade de uso de ferramentas ou habilidades especiais, enquanto os veios rígidos, as engrenagens, as polias e as juntas universais requerem alinhamentos precisos e habilidade mecânica para as suas instalações;
- Reduzido custo de componentes: ao contrário das chumaceiras e dos “mancais” usados nos veios rígidos e engrenagens, que requerem operações precisas de maquinaria, os veios flexíveis não exigem tolerâncias nem custos excessivos;

- Não são afetados pelas vibrações: as vibrações não afetam o desempenho dos veios flexíveis;
- Podem ser projetados para as últimas etapas do projeto: ao contrário dos outros dispositivos de movimento de rotação que necessitam de ser concebidos em torno da sua rigidez, das configurações definidas e da sua massa, os veios flexíveis permitem uma maior liberdade de projeto dado que apenas existe uma peça para trabalhar, eliminando a existência de uma coordenação complexa de múltiplas peças [26].

3.5.2. Aplicações dos veios flexíveis

Os veios flexíveis são utilizados com sucesso em tudo de uma forma geral, desde aviões a brinquedos. A sua elevada durabilidade não é afetada pela utilização contínua a velocidades acima do 50,000 rpm e a temperaturas extremas (537.78°C a -184.44°C). As suas maiores aplicações são: aeroespacial e aerocraft, equipamento médico e cirúrgico, marinha, construção, equipamento agrícola e de jardinagem, equipamento de escritório, automóveis e transportes, brinquedos, produtos de consumo e ferramentas elétricas [26].

Respondendo à necessidade da solução concebida no trabalho de dissertação anterior [1], poderiam ser utilizados veios flexíveis com revestimento com acoplamento pois, embora a distância entre uma extremidade e outra seja curta, a sua contínua utilização implica grandes ciclos e variações de velocidade.

No anexo IV encontram-se informações adicionais que podem complementar e a ajudar a melhor entender a minha escolha.

3.6. Estudo da resposta humana à vibração

3.6.1. Resposta humana à vibração

O Homem apresenta cada vez mais o desejo de explorar e inovar. No caso do desenvolvimento do dispositivo estudado, pretende-se melhorar os instrumentos atualmente existentes através da incorporação de vibração, mediada pelo médico dentista. Neste sentido, é importante perceber melhor quais as características e propriedades da vibração e, também, como esta afeta/interage com o Homem.

A resposta humana à vibração é um fenómeno que envolve várias vertentes como a biologia, fisiologia, biomecânica e engenharia. Embora muitas vezes considerados ou estudados de forma isolada, é necessário entender e estudar as interações entre elas.

3.6.2. Definição de vibração

A vibração consiste no movimento mecânico resultante de uma oscilação em torno de um ponto fixo, designado referência. É uma forma de onda mecânica que transfere energia através de uma estrutura mecânica (pode ser partes de uma máquina, um veículo, uma ferramenta ou mesmo uma pessoa), mas não matéria [27].

Uma onda, considerando o caso mais simples, é definida matematicamente pela equação 5.

Tratando-se de uma onda sinusoidal, quando a frequência aumenta o período diminui, o que significa que cada ciclo individual demora menos tempo. A frequência é determinada pela equação 6.

Assim, para definir uma simples onda sinusoidal apenas é necessário conhecer a sua amplitude, frequência e tempo. E, embora são raras as vezes a que o homem está exposto a ondas simples, é importante entender como é caracterizada uma onda simples para, posteriormente, perceber as ondas complexas (mais realistas da exposição humana à vibração). Isto porque as ondas complexas são produzidas pela adição de ondas sinusoidais com diferentes amplitudes, frequências e fases [27].

3.6.3. Deslocamento, velocidade e aceleração

Qualquer sinal de vibração apresenta três propriedades intimamente relacionadas: deslocamento, velocidade e aceleração. Para qualquer onda, estas não são coincidentes e no caso de se tratar de uma onda sinusoidal simples o deslocamento e a aceleração estão relacionados de forma inversa. A baixas frequências o deslocamento é a propriedade mais importante. Em contrapartida, para médias e altas frequências a velocidade e a aceleração são as propriedades mais relevantes, respetivamente [27].

3.6.4. Ressonância²

Se uma determinada estrutura oscila muito lentamente, esta mover-se-á como uma massa pura, ou seja, como uma simples unidade coerente. Todavia, a altas frequências a vibração pode ser localizada num ponto de aplicação, isto é, a estrutura estar isolada da vibração - princípio usado nas suspensões dos automóveis, montagens de motor e CD players. A ressonância não é mais do que a zona compreendida entre as altas e baixas frequências onde a resposta do sistema será maximizada quando comparada com o estímulo (ver figura 20). Todos os sistemas apresentam uma frequência de ressonância. No caso de estruturas complexas, estas apresentam mais do que uma.

Para garantir que a vibração da frequência de ressonância não cresça até ao ponto de falha, as estruturas ditas de engenharia são amortecidas. No entanto, existe uma compensação, tal como a maior parte de amortecimento que existe num sistema, que leva a um isolamento da vibração de alta frequência menos eficaz.

O Homem apresenta um elevado amortecimento embora a ressonância permaneça claramente observável. Isto significa que se um indivíduo está exposto a vibração, a sua resposta não depende exclusivamente da magnitude mas também da frequência do estímulo.

² Ressonância – é o resultado da aplicação sobre um corpo de vibração com frequência igual a este, resultando em amplificação do movimento.

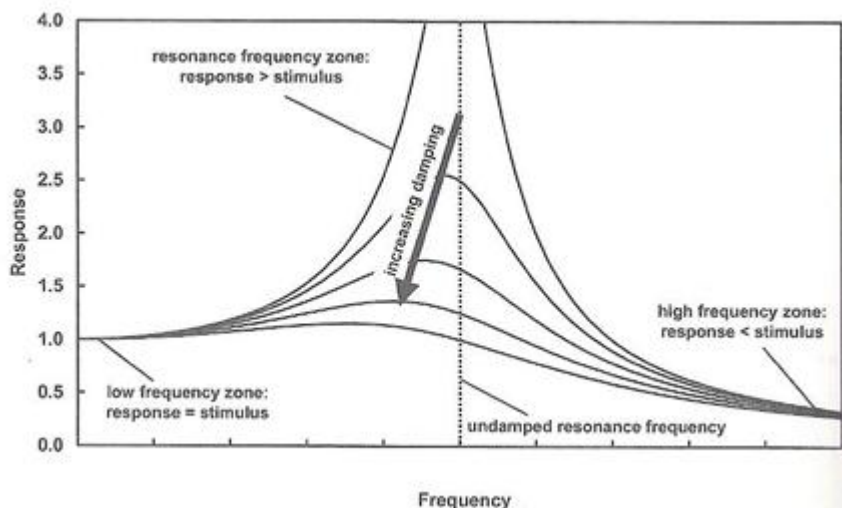


Figura 20 - Resposta à vibração de um sistema dinâmico simples. A baixas frequências, a resposta ao estímulo é igual ao estímulo. À volta da frequência de ressonância a resposta ao estímulo é maior do que este, contrariamente ao que se verifica para altas frequências. Como o amortecimento aumenta, o pico de resposta diminui [27].

Pela análise da figura 20, pode dizer-se que o ser humano é mais sensível a baixas frequências do que a altas frequências, uma vez que a altas frequências a resposta é inferior ao estímulo.

3.6.5. Representação da vibração

A vibração pode ser representada num gráfico xy no domínio do tempo, onde o x corresponde ao tempo e o y à aceleração para cada tempo, ou no domínio das frequências onde o x corresponde à frequência e o y à magnitude de vibração. Dependendo da aplicação, os gráficos no domínio das frequências podem ser representados de forma linear ou logarítmica. O eixo do x, no gráfico da vibração transmitida para o corpo inteiro, é representado de forma linear. Por sua vez, no caso da mão (alvo de estudo deste trabalho dado que o dispositivo a desenvolver será utilizado pela mão do médico dentista) apresenta-se geralmente sob a forma logarítmica. De uma forma geral, o gráfico no domínio das frequências é representado na escala linear. Contudo, a resposta humana ao estímulo físico é, geralmente, proporcional ao logaritmo da magnitude do estímulo. Neste caso ainda, também é mais apropriado o eixo do y ser na escala logarítmica [27].

3.6.6. Direção da vibração

A vibração pode ocorrer em qualquer direção; verticalmente, lateralmente e até rotação é possível, existindo no total 6 eixos de movimento simultâneos. No caso particular da mão, e como se pode ver na figura 21, o eixo do x atravessa a palma da mão, o eixo do y está ao longo da palma e o eixo do z estende-se em paralelo com os dedos. A rotação à volta dos três eixos, anteriormente mencionados, é provável e também afetará a mão. Todavia, é algo que não tem vindo a ser estudado.

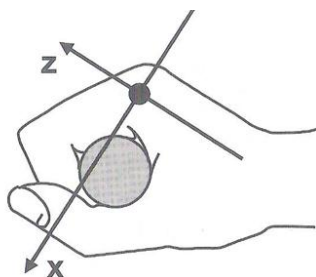


Figura 21 - Representação dos eixos de vibração transmitida à mão. O eixo do y está para fora desta página e na direção do leitor. O sistema de coordenadas está centrado na cabeça do terceiro metacarpo³ [27] [28].

3.6.7. Estudo da vibração transmitida à mão

O interesse do estudo da vibração transmitida à mão está subjacente ao uso de instrumentos com vibração, como é o caso do dispositivo em desenvolvimento. A utilização contínua destes dispositivos com uma intensidade de vibração inadequada pode provocar distúrbios a nível vascular, neurológico, das articulações e musculares - fenómeno que se pretende evitar na utilização deste dispositivo.

A vibração é um elemento crucial para a utilização do dispositivo, nomeadamente em termos de conforto. Em muitas situações onde o utilizador do dispositivo é exposto à vibração na mão, esta deve ser quantificada e comparada com a vibração permitida pela legislação. Em todo o caso, a exposição deve ser minimizada para melhorar a sua utilização. Tudo isto depende do tipo de instrumento e da magnitude da vibração exposta. O risco da vibração a que o utilizador está predisposto deve, então, ser minimizado para evitar a ocorrência de distúrbios aos diferentes níveis e para que haja uma utilização dita harmoniosa no dia a dia. Em particular, no

³ O metacarpo é a porção da mão, ou seja conjunto de ossos, que articula com o carpo e com as falanges proximais dos dedos. O metacarpo é formado pelo conjunto dos ossos metacarpais ou metacarpianos, que são 5 no total.

caso do desenvolvimento do dispositivo devem ser tomadas ações preventivas para alcançar esse mesmo objetivo.

3.6.8. Percepção da vibração transmitida

A sensação de toque é percebida através da combinação de vários sensores táteis existentes na pele. Diariamente diferentes sinais sensoriais como textura, forma, temperatura, tamanho e outros ativam diferentes sensores através do recetor final, da velocidade de ação ou do canal fisiológico, como se pode ver na tabela 2.

A gama de valores exatos da frequência para determinado recetor não está bem definida devido à dificuldade de estimular um recetor de forma individual. Pela análise da tabela 2 é possível verificar que o sensor do tipo I é mais preciso do que o tipo II, uma vez que percebe níveis de frequência mais baixos.

Tabela 2 - Tipos de recetores táteis existentes na mão [27]

Adaptation Speed	Psychophysical Channel	Receptor Ending	Receptive Field Size	Frequency Range (Hz)
Fast acting I	Nonpacinian I	Meissner	Small	5–60
Fast acting II	Pacinian	Pacinian	Large	40–400
Slow acting I	Nonpacinian III	Merkel	Small	0–5
Slow acting II	Nonpacinian II	Ruffini	Large	100–500 (also pressure and stretching)

A percepção da vibração transmitida à mão é estudada com base em provas psicofísicas. Nestas provas, os envolvidos são expostos a vibração com a mão estendida e colocada sobre uma sonda de vibração. Como é de esperar este método depende da área de contacto, da forma da sonda e da localização durante a medição. No caso de uma maior área de contacto, por parte da sonda, haverá a uma maior sensação de vibração.

As pessoas são mais sensíveis a algumas frequências de vibração do que outras, e essas frequências são simuladas através da frequência ponderada⁴. Por exemplo, o corpo é mais sensível a vibrações à volta dos 5 Hz do que 50 Hz. Isto significa que, com o aumento da vibração a resposta humana à mesma diminui e, ainda, que o corpo é mais sensível a baixas frequências [27], tal como já foi referido anteriormente. A vibração a 50 Hz é atenuada de tal forma que a sua contribuição para o sinal final é reduzida. Por definição, a vibração é o

⁴ Frequência ponderada – é o inverso da frequência produzida pela resposta humana.

movimento resultante da oscilação em torno de um ponto fixo. Assumindo que não existe translação, o valor médio do sinal da vibração será, na teoria, sempre zero dado que os valores positivos anulam os negativos. Como tal, a média da aceleração não vai indicar a magnitude do sinal. No entanto, a raiz quadrada resolve este problema através do quadrado de cada valor.

Assim, o quadrado da média da aceleração para a frequência ponderada (a_w r.m.s.) é calculada pela seguinte equação:

$$a_{w \text{ r.m.s.}} = \sqrt{\frac{1}{T} \int_0^T a_w^2(t) dt} \quad (7)$$

onde T é o período e $a_w(t)$ é a aceleração no tempo t para a frequência ponderada.

Diariamente as pessoas estão expostas a vibração localizada ou não e, portanto, que afeta o corpo todo. Geralmente a vibração localizada numa zona específica do corpo e é causada pelo uso individual de ferramentas, dispositivos de controlo (ex: joystick) ou equipamentos (ex: a nível dentário como o caso do dispositivo em desenvolvimento, instrumentos cirúrgicos). No caso deste projeto, tem interesse estudar a influência da vibração no conjunto mão-braço ou apenas na mão. O efeito da vibração no organismo humano depende de vários fatores, nomeadamente da intensidade da vibração, da faixa de frequência, direção e tipo de vibração, ponto de aplicação, do tipo de exposição diária e, ainda, do tempo total de exposição.

Tratando-se de uma vibração excessiva, além de poder não estar adequada à função a desempenhar pode, ainda, causar desconforto, diminuição do desempenho e induzir atividade de interferência. Pior do que isso, se a vibração for de magnitude suficiente e se a sua exposição for longa, pode desenvolver-se a síndrome mão-braço (HAVS). O HAVS é caracterizado por um distúrbio dos músculos, nervos, ossos, articulações e sistema circulatório. Todos estes distúrbios podem ocorrer de forma independente. Dependendo do grau da síndrome vão sendo afetados a percepção: de vibração, de dor do toque e da temperatura. Por outro lado, quando a temperatura ambiente desce verifica-se uma hipersensibilidade às baixas temperaturas, desenvolvendo-se também síndrome de Raynaud [27]. Esta síndrome consiste num branqueamento intermitente das mãos e é causado por um distúrbio do sistema circulatório. De acordo com um estudo desenvolvido por Esko, surgem também sintomas de “formigueiro” e de dormência dos dedos e, em geral, das mãos [29, 30].

Segundo Skymanska, os efeitos negativos das vibrações locais ocorrem na presença de frequências, nomeadamente, entre 5-1400 Hz [29]. No caso das perturbações do sistema

osteoarticular, estas surgem na mão, principalmente, como resultado local de vibrações com valores de frequência à volta dos 30 Hz.

Os dentistas estão muitas vezes expostos à vibração na mão e, em particular, a frequências elevadas com valores entre 6000-40000 Hz. Por sua vez, sabendo que uma exposição de longa duração a elevadas frequências leva à diminuição a percepção de vibração [31], é necessário agir de forma preventiva. Assim, tendo em conta a um dia de trabalho de 8 horas, em que podem ser realizadas várias extrações com recurso à vibração, torna-se imprescindível que o revestimento dos protótipos seja isolador da vibração. Desta forma, sendo necessária a utilização de elevadas frequências, para que o paciente não a sinta e para romper o ligamento periodontal e osso alveolar, o especialista previne a interferência da vibração no seu desempenho e na sua saúde – aspeto fundamental ao desenvolvimento futuro deste projeto.

Na Figura 22 estão representados os valores de aceleração de vibração ponderada para as frequências ponderadas.

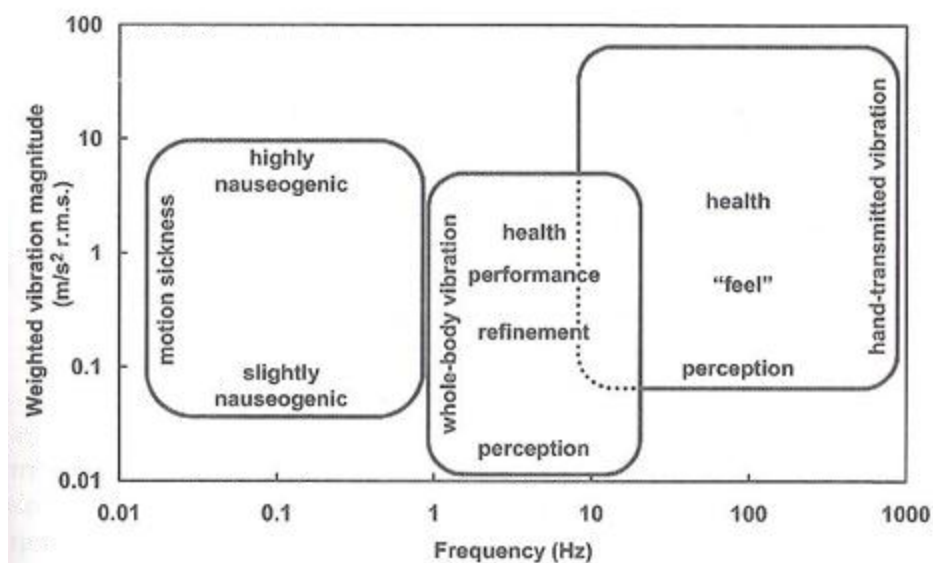


Figura 22 - Gama de frequências e magnitudes na transmissão de vibração em corpo inteiro, mão e também em situação de doença [27].

Através da figura 22, verifica-se que a vibração é sentida na mão para valores de frequência compreendidos entre 8 e 1000 Hz. Assim, pretende-se idealmente que o dispositivo em desenvolvimento não transmita vibração para a mão do médico dentista, mas sim apenas para as pontas ativas. Como é muito difícil chegar a soluções ideais espera-se que a condição máxima seja a percepção de vibração correspondente a aproximadamente 0.1 m/s² m.r.s. (aceleração de vibração ponderada) quando expostos ao mesmo intervalo de frequências.

Contudo, segundo a empresa Precision Microdrives, produtora de motores de vibração, o valor mínimo de vibração que um indivíduo saudável consegue sentir na pele, em contacto direto, é de 0.04 m/s^2 .

Todos estes aspetos são importantes no desenvolvimento do novo dispositivo para extração dentária, pois se este gerar desconforto, embora ajude na extração, o médico dentista optará por voltar a usar os instrumentos até então usados, já que estes resultam com eficácia perante a função pretendida e dada a duração da utilização.

3.6.9. Normas reguladoras para a medição e avaliação da vibração transmitida à mão

As normas reguladoras da vibração transmitida à mão podem ser de três categorias: para a medição e avaliação da exposição no local de trabalho, determinação da emissão de vibração das ferramentas e máquinas e para testar a atuação dinâmica das luvas de antivibração.

Entre 1987 e 2001 existiam duas normas reguladoras da medição e da avaliação da vibração transmitida à mão: ISO 5349 (1986) e BS 6842 (1987). Em 2001 foram ambas substituídas por uma nova versão da ISO 5349 (2001) [27].

Estudos sugerem que é raro desenvolverem-se sintomas das síndromes decorrentes da utilização de instrumentos dotados de vibração e em contacto com a mão durante as 8 horas de trabalho, para valores de aceleração de vibração ponderada $<2 \text{ m/s}^2$. Por sua vez, para valores iguais a 1 m/s^2 não são descritos casos. Partes da norma ISO 5349 [27] remetem para a avaliação da vibração no local de trabalho. Estas requerem a medição da vibração triaxial no cabo do dispositivo e da frequência ponderada. O valor total da vibração corresponde à raiz da soma do quadrado das medições efetuadas nos três eixos ortogonais. Combinando o valor total da vibração com o tempo de utilização da ferramenta, é possível calcular o valor de vibração exposta durante as 8 horas de trabalho - A (8).

A vibração exposta durante as 8 horas de trabalho é determinada pela seguinte equação:

$$A(8) = \sqrt{\frac{1}{8} \sum_{n=1}^{n=N} a_{wn}^2 t_n} \quad (8)$$

Onde a_{wn} é o quadrado da média da aceleração da frequência ponderada e t_n é o tempo de exposição.

Esta norma não fornece os limites de exposição, mas aborda a relação dose-resposta aproximada que prevê uma prevalência de 10% de vibração induzida pela síndrome de Raynaud, proveniente da magnitude de vibração e do número de anos de exposição. Descreve também a

relação exposição-resposta à vibração entre a latência desta síndrome e o nível médio de aceleração de um instrumento de 6.3-1250 Hz. Também segundo esta norma, a aceleração total de frequência elevada da ultravibração apresenta frequências entre 1.43-11.06 kHz.

Entre os documentos mais importantes que normatizam a resposta humana à vibração encontram-se duas Diretivas Europeias: 98/37/EC [32] e a 2002/44/EC [33] (encontram-se ambas no anexo V). Estas diretivas regulam a emissão de vibração, os princípios do desenho dos dispositivos e fornecem os limites de vibração que um utilizador pode estar exposto.

A diretiva 98/37/EC, menciona que no manual de instruções de determinado dispositivo deve haver sempre a indicação sobre as vibrações emitidas pelos mesmos quando mantidos em posição e guiados à mão. Mais propriamente, deve ser referido o valor médio quadrático ponderado da frequência da aceleração ao qual estão expostos os membros superiores, quando a aceleração é inferior, igual ou superior a $2,5 \text{ m/s}^2$. Por sua vez, a diretiva 2002/44/EC diz que o valor limite de exposição diária normalizada, correspondente a um período de referência de 8 horas, é fixado em 5 m/s^2 e o valor de exposição diária normalizada que desencadeia a ação, correspondente ao mesmo período, é de 2.5 m/s^2 .

3.6.10. Vibração transmitida aos dentes

A aplicação de vibração nos dentes humanos é ainda um fenómeno raro. Ao longo dos tempos têm vindo a ser feitos estudos relacionados com a utilização da vibração nomeadamente, para auxiliar a colocação de implantes, avaliar as condições periodontais e também monitorizar a perda óssea [34]. Em 1973, Noyes e Solt descobriram, ao excitar um incisivo central com uma onda sinusoidal, que as características vibratórias dos dentes dependem da sua massa e da natureza do tecido que circunda o dente.

Os dentes apresentam uma frequência natural que consiste na resposta dinâmica da vibração de um objeto e está relacionada com as propriedades do material e com as condições limite da sua estrutura [34]. Segundo o estudo de Kojima, a frequência natural dos dentes apresenta valores entre 1 e 10 kHz. A medição foi efetuada tendo em consideração que o osso alveolar e os dentes são corpos rígidos e o ligamento periodontal assume um comportamento de amortecimento elástico [35].

Grande parte dos instrumentos atuais usa a vibração como recurso para tentar reduzir a dor em determinado tratamento odontológico [36]. Todavia, durante a extração dentária há

ausência de dor, uma vez que o paciente se encontra anestesiado. Desta forma, o que se pretende ao utilizar a vibração é por um lado, facilitar o rompimento dos ligamentos periodontais e por outro, diminuir a sensação de “adormecimento” e de pressão que se sente durante e após a extração dentária.

Como se pode evidenciar, ainda não existe grande informação sobre a aplicação de vibração nos dentes. Fator que torna o presente protótipo um futuro dispositivo inovador. Todavia, existe ainda um grande estudo pela frente sobre os valores de vibração suportados pelos dentes e quais os seus efeitos.

3.7. Conceitos a reter do subcapítulo

Diariamente o Homem está exposto a vibração localizada, ou não e, portanto, que afeta o corpo todo. A vibração localizada é objeto de estudo para este trabalho, pois advém do uso de instrumentos/dispositivos como, por exemplo, o que está em desenvolvimento uma vez que será utilizado apenas pela mão.

Sabendo que há uma maior sensibilidade para as baixas frequências, e não querendo que o paciente sinta a vibração durante a utilização do dispositivo, aponta-se para uma utilização a altas frequências. Todavia, é necessário ter em conta que um logo período de exposição a altas frequências, por parte do médico dentista, pode acarretar o surgimento de síndromes ou distúrbios aos diversos níveis: dos músculos, nervos, ossos, articulações e sistema circulatório. Outros fatores como a faixa de frequência, direção e tipo de vibração, ponto de aplicação e o tipo de exposição diária também influenciam a utilização do dispositivo. É, portanto, necessário determinar os níveis de frequência que proporcionem uma utilização dita “harmoniosa” entre o que o paciente sente e o que pode ser causado no médico dentista e, ainda, que simultaneamente facilitem o processo de extração. Segundo a diretiva 2002/44/EC, o valor limite de exposição diária normalizada, correspondente a um período de referência de 8 horas, é fixado em 5 m/s^2 .

A utilização de vibração em aplicações odontológicas é, ainda, muito reduzida pelo que não se sabe quais os níveis de vibração adequados ao rompimento do ligamento periodontal e osso alveolar para diferentes tipos de dentes, ou seja, para facilitar o processo de extração.

3.8. Interações superfície dispositivo-biofluidos

Embora estejamos no século XXI, a infeção continua a ser um dos grandes problemas inerente ao contacto de um dispositivo ou de um corpo estranho, em geral, com o corpo humano. A colonização de bactérias e a formação de biofilmes tem sido reconhecido como uma séria questão na área da medicina, no processamento de comida, nos instrumentos cirúrgicos, entre outros, onde se pode incluir os instrumentos utilizados na ortodontia [37]. A adesão bacteriana à superfície apresenta um papel importante numa grande variedade de situações, seja em infeções de diferentes tecidos, do apodrecimento dos dentes, entre outros [10].

A molhabilidade de uma superfície é uma propriedade intrínseca ao material. Esta é controlada pela energia de superfície e um pouco, também, pela rugosidade e porosidade [37]. As superfícies podem, então, ser de dois tipos: superfície com molhabilidade e, portanto hidrofílica e superfície hidrofóbica em que não há molhabilidade da mesma. As superfícies hidrofílicas apresentam elevada energia de superfície e tendem a ser molhadas pela água. Nas superfícies hidrofóbicas verifica-se exatamente o contrário. No caso de serem outros fluidos, estas superfícies designam-se liofílicas e liofóbicas.

Por sua vez, a rugosidade e a porosidade da superfície melhoram a molhabilidade e mantém a humidade nos poros. A energia de superfície é também um agente importante que influencia a molhabilidade e a adesão bacteriana à superfície dos sólidos [31]. Esta adesão bem como o crescimento das bactérias dependem de fatores como a composição química, da morfologia, da energia livre da superfície e de características bacterianas, nomeadamente, do ambiente envolvente, como o meio e a temperatura. Como é do conhecimento comum, quanto mais liofóbico for o caráter da superfície, menor adesão haverá do fluido em contacto e, consequentemente, menor adesão bacteriana. Este facto é deveras importante para o dispositivo em desenvolvimento face à redução de contaminação e de transmissão de microrganismos entre pacientes e o próprio médico dentista.

A hidrofobicidade da superfície deve ser medida por um medidor dinâmico de ângulo de contacto. A força de molhabilidade, ou seja, a energia livre de superfície num sólido é medida através da imersão e, posterior, remoção de um sólido num fluido com tensão superficial conhecida (ex: água destilada $\gamma_l = 72.75 \text{ mN/m}$). Os ângulos de contacto de histerese (avanço e recuo, θ_a, θ_r) são medidos com base nos movimentos descritos anteriormente. Através da seguinte equação é possível determinar a energia livre de superfície de um sólido em contacto com determinado fluido sabendo γ_l .

$$\gamma_s = \gamma_l(\cos \theta_r - \cos \theta_a)\{(1 + \cos \theta_a)^2 / [(1 + \cos \theta_r)^2 - (1 + \cos \theta_a)^2]\} \quad (9)$$

Onde γ_s corresponde à energia livre da superfície sólida; γ_l é a tensão de superfície do fluido; θ_a corresponde ao ângulo de contacto de avanço e o θ_r é o ângulo de contacto de recuo.

O dispositivo desenvolvido neste trabalho, projetado para a extração dentária, está sujeito ao contacto direto com biofluidos (ex: sangue e saliva), principalmente, por parte das pontas ativas. É, portanto, importante haver uma melhor compreensão das interações entre o biofluido e o material de que é composto o dispositivo, a fim de criar um dispositivo biocompatível e o mais biofuncional possível.

Assim, pretende-se que a superfície apresente um carácter liofóbico de modo a que haja uma menor aderência possível dos biofluidos e, também, de bactérias [38]. Neste sentido, já que o material escolhido é o aço inoxidável AISI 316L, devem ser estudados mecanismos de tratamento de superfície (heterogeneidade química) ou mesmo a própria rugosidade, uma vez que são fatores que influenciam o contacto do fluido com a superfície e que têm, também, um papel fulcral na aderência ao dente aquando do processo de extração ou manuseamento do instrumento. Um dos parâmetros que pode ser medido é o ângulo de contacto entre o sangue/saliva e o aço inoxidável AISI 316L do material.

O sangue é um biofluido que dada a sua complexidade torna o estudo dos mecanismos de interação deste com a superfície mais difícil. Sob o ponto de vista de engenharia, é um fluido quase Newtoniano.

De acordo com a literatura o aço inoxidável 316L apresenta um ângulo de contacto de aproximadamente $74^\circ (\pm 5.1)$ com a água destilada, onde os ângulos de histerese são aproximadamente $(\theta_r, \theta_a) = 64.4 \pm 0.5, 71.5 \pm 0.4$ [12, 39]. Estes valores apontam para um carácter hidrofóbico. No entanto, não foram encontrados dados sobre o ângulo de contacto com o sangue e a saliva, possivelmente pelo carácter especial destes biofluidos e por razões éticas. Seria, então, pertinente o estudo do ângulo de contacto do aço inoxidável 316L com a saliva e o sangue no âmbito de provar o carácter liofóbico do material.

3.9. Processos de Esterilização

Diariamente os dentistas e/ou a sua equipa estão expostos a pacientes que podem ser portadores de HIV e/ou hepatite B ou C, podendo ocorrer transmissão das mesmas pelo contacto com o sangue, quer através dos instrumentos odontológicos quer pelo contacto direto. Entre os próprios pacientes também existe o risco de transmissão.

Alguns instrumentos odontológicos usados regularmente, como no caso de uma extração dentária, possuem arestas de corte (sindesmótomo) ou sistemas pivot (fórcep) que exigem a desinfecção antes de esterilização. Os instrumentos devem ser limpos e secos antes da esterilização para minimizar o perigo, mas também a corrosão quando aplicável. De forma geral, as medidas standard de controlo e as precauções universais têm-se mantido praticamente as mesmas, havendo apenas avanços tecnológicos a nível de produtos, material e informação/dados.

De acordo com o Centro de Controlo de Doença, os instrumentos dentais são classificados em três categorias com base no risco de transmissão de infeção: crítico (contacta com tecidos moles e osso), semicrítico (não entra em contacto com os tecidos moles, mas sim com as mucosas) e não críticos (apenas entram em contacto com a pele, constituindo baixo risco de transmissão de infeção). Os instrumentos críticos são usados para penetrar os tecidos moles e osso ou para entrar em contacto com a corrente sanguínea ou outro tecido estéril, conferindo, portanto, um elevado risco de transmissão de infeção. Estes devem ser esterilizados após cada utilização.

O processo de esterilização reside na autoclavagem sob condições de pressão, calor seco, e vapor de calor/químico. São exemplo de instrumentos críticos: fórceps, bisturis e brocas cirúrgicas [40]. O dispositivo desenvolvido neste trabalho enquadra-se então dentro dos instrumentos críticos, uma vez que estará em contacto com os tecidos moles que envolvem o dente e com o sangue vs saliva havendo, portanto, um elevado risco de transmissão de infeção.

De acordo com a American Dental Association (ADA) todos os instrumentos críticos e semicríticos devem ser esterilizados, em autoclave, após cada utilização. Todavia, antes deveriam ser limpos para remoção de qualquer tipo de detritos. O entrave da autoclave a vapor é o facto de promover a corrosão dos materiais causada pelas altas temperaturas e pressões utilizadas. Por sua vez, a utilização de embalagens lavadas e instrumentos secos, antes da esterilização, protege os instrumentos da contaminação depois de serem removidos da esterilizadora e durante o transporte e o armazenamento. É importante seguir as instruções

dadas pelo fabricante sobre os procedimentos de limpeza, lubrificação e esterilização de modo a garantir a eficácia do processo de esterilização e da longevidade do instrumento.

Propriedades do processo de esterilização: autoclave a vapor [40]:

- Usa vapor sob pressão (1.034 bar a 121°C) para esterilizar;
- 121-134°C (o tempo depende do valor da carga e da autoclave);
- Boa penetração do calor;
- Causa corrosão;
- Requer tempo de secagem.

A corrosão dos instrumentos é uma das poucas consequências da esterilização. A corrosão é um fenômeno eletroquímico que acontece nos metais como consequência das reações oxidação-redução espontâneas. Para prevenir este fenômeno os instrumentos devem ser secos com ar sob pressão antes da esterilização. Se eles não forem bem secos, a reação dos íons levará à formação de uma camada de óxido. Uma esterilização química de vapor insaturado é um meio de minimizar a corrosão. Todavia, este método requer uma área bem ventilada para eliminar odores nocivos [41].

CAPÍTULO 4 - DESENVOLVIMENTO E CONSTRUÇÃO DO PROTÓTIPO

Ao longo deste capítulo será explicada toda a evolução do processo de construção desde a fase inicial, onde já existe um conceito, até à construção de um segundo protótipo.

4.1. Solução anteriormente desenvolvida

Nesta secção será apresentada e descrita a solução estabelecida num trabalho anterior [1]. Esta solução, cujo desenho esquemático está representado na figura 38, foi elaborada tendo como função principal a extração de um dente ou raiz. Além disto, visava a construção de um dispositivo multifuncional que reunisse as três funções (cortar, luxar e extrair) dos três instrumentos atualmente utilizados (sindesmótomo, alavanca e boticão). Mais ainda, que fosse modular, adaptando-se a qualquer tipo de dente e/ou médico dentista. Simultaneamente, teria de ser um dispositivo seguro e duradouro de modo a ser fiável; simples quer na montagem quer na produção; ergonómico e que exercesse um baixo nível de esforços; de baixo custo e de fácil adaptação por parte do utilizador.

Pelo que se pode observar pelo desenho esquemático, o motor DC - fonte de vibração encontra-se fora do instrumento. Por sua vez, o excêntrico está colocado no braço esquerdo, junto do sistema pivot, no qual a rotação do veio do motor é transmitida até esta através de um veio flexível. O braço direito deste mesmo desenho esquemático constitui a parte móvel, funcionando, separadamente, como sindesmótomo quando acoplada com uma ponta ativa adequada. A vibração é acionada pelo botão, existente no mesmo braço que contempla o sistema de vibração e, no qual, quando este se encontra em funcionamento é acesa uma luz. A intensidade de vibração é regulada por uma plataforma de pé, que é ativada pelo pé direito quando o profissional se encontra sentado e em modo de trabalho. Para as diferentes pontas ativas foi elaborado um sistema de encaixe, embora ainda não totalmente definido. Todas as dimensões foram estabelecidas, em parte, pelo decalque de um boticão de modo a manter os padrões do atualmente existente, mas também de acordo com um estudo ergonómico

preliminar. Foi também contemplado o recartilhado da superfície de ambos os braços, de modo a evitar que o instrumento escorregue durante a sua manipulação. Embora no desenho esquemático tenha sido projetada a colocação exterior do motor, esta não foi completamente estabelecida, pelo que não se encontra representada na figura 23.

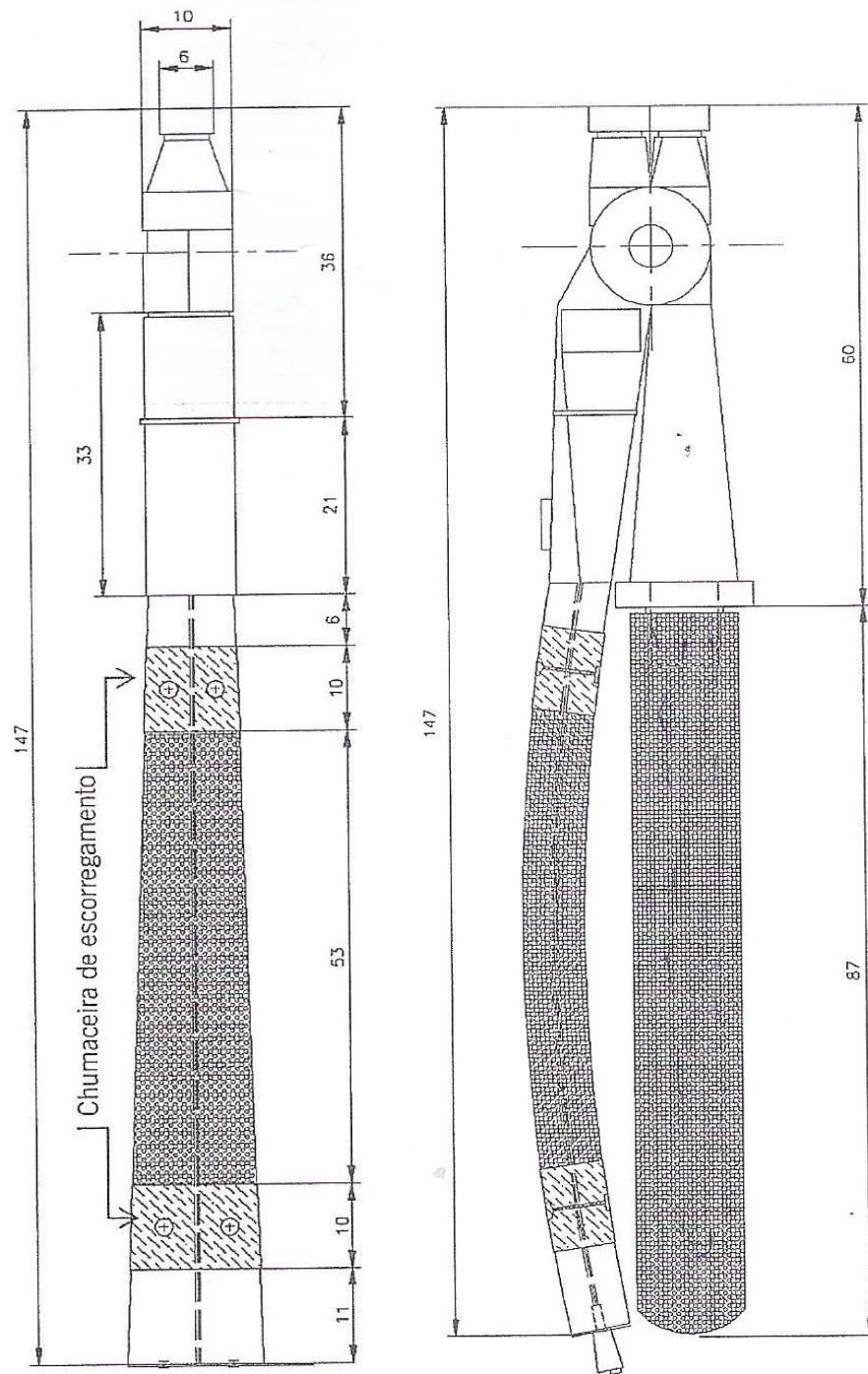


Figura 23 - Desenho esquemático do dispositivo completo anteriormente elaborado [1].

4.2. Construção dos protótipos

Nesta secção será descrito todo o processo de construção do protótipo, assim como a evolução desde o primeiro esboço até à construção atual. Inerente à construção deve ser acompanhada a legislação reguladora dos dispositivos médicos odontológicos. Em Portugal o INFARMED é a autoridade competente de fiscalização que faz exercer o Decreto-Lei 145-2009 [41] de 17 junho que legisla sobre os dispositivos médicos, tal como foi abordado no trabalho anterior [1].

O primeiro protótipo construído é designado por boticão vibratório, enquanto o segundo consiste numa alavanca vibratória. Durante a construção de ambos foi considerada a utilização de um motor DC já adquirido, com 23 mm de comprimento e 24 mm de diâmetro, embora se tenha conhecimento que futuramente será utilizado um motor com dimensões mais reduzidas.

4.2.1. Construção do boticão vibratório

Perante o desafio da construção de um dispositivo médico que auxiliasse a extração dentária, a construção do braço que contempla a fonte de vibração tinha como objetivo: provar que gerada uma vibração, esta seria transmitida ao longo do braço até à ponta ativa. Por sua vez, a vibração localizada na ponta ativa do dispositivo seria utilizada no processo de extração procurando facilitar o processo em si.

No caso do boticão vibratório, o braço construído substituirá uma das hastes do cabo de um boticão odontológico convencional.

Numa primeira fase, foi elaborado um esboço que tinha por base a solução conceptual anteriormente definida. Este esboço mantém a colocação exterior ao braço e afastada da ponta tiva, visando uma fácil remoção para posterior esterilização. Algumas das dimensões também se mantiveram semelhantes.

Em contrapartida, com a colocação horizontal do motor em relação ao braço, deixa-se de ter um caminho curvo e torna-se desnecessária a utilização de veios flexíveis para transmitir a rotação do veio do motor ao excêntrico. Este facto aliado à dificuldade de aquisição dos veios flexíveis levou a não utilização dos mesmos, (contrariamente ao definido na solução conceptual) convergindo, assim, para uma solução mais simples e fácil de produzir.

Assim, foi criado um braço cilíndrico com 123 mm de comprimento e 24 mm de diâmetro, correspondente ao diâmetro do motor, e ao qual se designou protótipo do braço. A versão 1 deste protótipo está representada na figura 24.

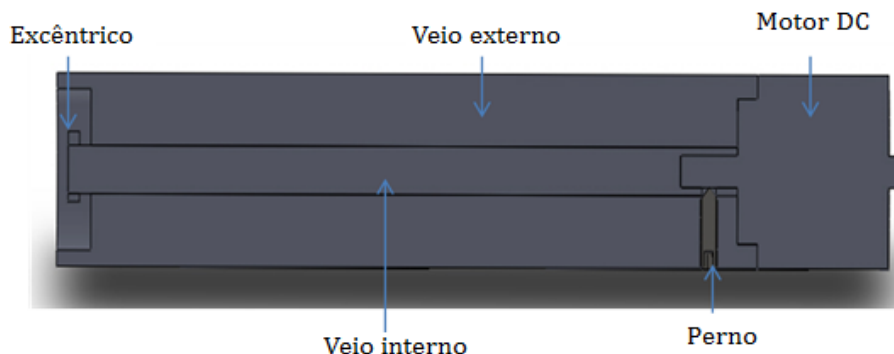


Figura 24 - Desenho esquemático do protótipo do braço versão 1.

Como se pode observar, o motor DC encontra-se posicionado exteriormente, junto da extremidade do braço cilíndrico, e fixo por um perno com rosca M3. Este perno, colocado a uma distância de 8.5 mm em relação à extremidade que contacta com o motor, encontra-se disposto perpendicular e radialmente aos veios externo, interno e do motor. O veio do motor é acoplado a um veio interno, com 6 mm diâmetro, através de um simples encastramento. O conjunto destes dois veios, solidário e concêntrico com o veio exterior, tem como função transmitir a rotação ao excêntrico, localizado na extremidade oposta ao motor. Para este conjunto, foi pensada a combinação de teflon com aço inoxidável baseada no baixo coeficiente de atrito do teflon, na tentativa de diminuir a geração de atrito e, conseqüentemente, calor na zona de interface entre o veio interior e veio exterior durante a rotação. Perante a necessidade da construção rápida de um primeiro protótipo, não foi utilizado teflon mas sim alumínio.

Por sua vez, o excêntrico é meramente representativo. Nesta versão não poderia ser utilizado o excêntrico do motor porque o diâmetro do veio interno não corresponde ao diâmetro real do veio do motor. Para permitir a rotação do excêntrico foi criado um orifício interior, com altura e diâmetro superior à distância máxima que o excêntrico pode alcançar em rotação, para que este rode livremente.

Este primeiro esboço não foi construído pois continha um problema – a colocação perpendicular do perno em relação ao veio do motor impedia a sua rotação.

Numa segunda etapa e com base na versão anterior, foi elaborado um novo esboço (protótipo do braço versão 1.1). Aqui, o motor DC é fixado no interior do veio externo por dois

pernos com rosca M3, colocados radialmente e opostos, como se pode ver na figura 25. Com a inclusão do motor no interior do veio externo houve necessidade de aumentar o diâmetro deste último para 30 mm. Este valor foi escolhido tendo em conta os 24 mm de diâmetro do motor e, ainda, espessura suficiente para a colocação dos dois pernos. Os dois pernos encontram-se colocados a uma distância de 12.5 mm em relação à extremidade do braço que contém o motor DC.

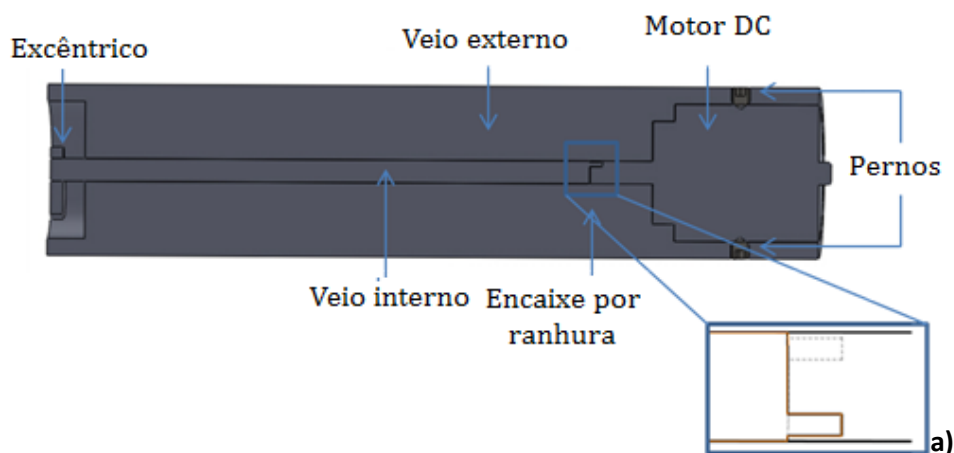


Figura 25 - Desenho esquemático da versão 1.1 do primeiro protótipo do braço. a) ampliação do encaixe por ranhura.

Por sua vez, o veio interno apresenta um diâmetro, igual ao veio do motor, de 2 mm. Os veios, do motor e de transmissão de vibração, encontram-se acoplados por encaixe em ranhura, como se pode visualizar na ampliação da figura 25. De certa forma, com a inclusão do motor no interior do braço reduziu-se ao comprimento total do braço, correspondente ao comprimento do motor. Perante a igualdade de diâmetros, já seria utilizado o excêntrico do motor.

Este protótipo também não foi construído, uma vez que o encaixe por ranhura não resolvia de todo a deslocação horizontal durante a rotação.

Posteriormente, decidiu-se que com a construção do veio exterior com dimensões justas ao motor apenas seria necessário um perno para a fixação do motor (figura 26). Assim, a versão 1.2 difere da versão 1.1 apenas no número de pernos utilizados, pois toda a construção é igual.

Esta versão também não foi construída, uma vez que o problema do encaixe por ranhura, não resolver a deslocação horizontal durante a rotação, se mantinha.

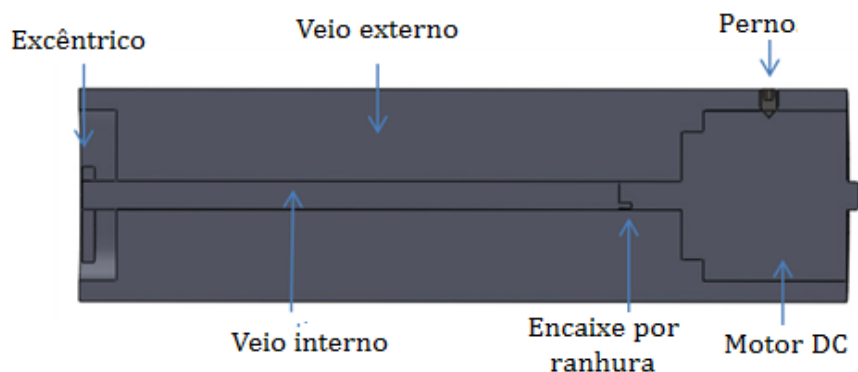


Figura 26 - Desenho esquemático da versão 1.2 do primeiro protótipo do braço.

A terceira fase é caracterizada pela construção física do braço, a partir da versão 1.3. A colocação do motor no interior matém-se. O comprimento e o diâmetro do braço foram reduzidos para 120 mm e 28 mm, respetivamente, na tentativa de torná-lo mais ergonómico.

O veio interno apresenta uma zona de encaixe, com 6 mm de diâmetro, junto do veio do motor, e outra extremidade, local da colocação do excêntrico, com diâmetro igual ao do veio do motor (2 mm). Este veio tem um comprimento total de 90 mm e encontra-se no interior e concêntrico com veio externo. Entre ambos existe uma folga de 2 mm, em diâmetro, para evitar atrito e aquecimento na zona de interface.

Por sua vez, foi alterada a colocação do perno tendo como objetivo a preservação do estado do motor e uma fixação mais fácil (figura 27).

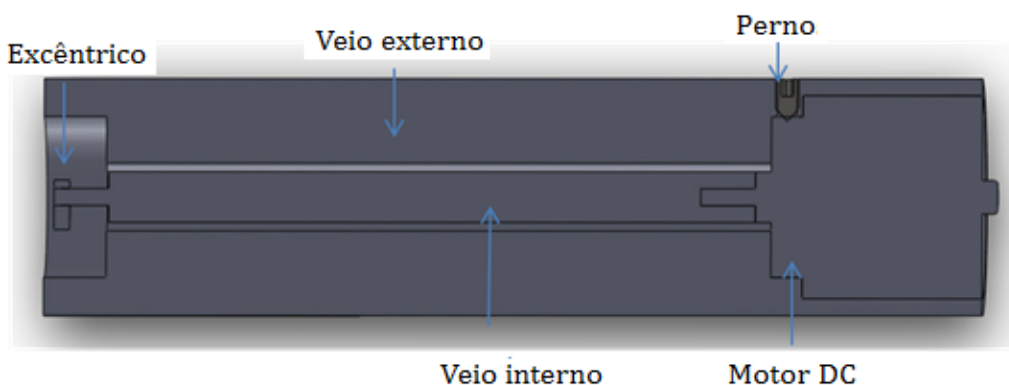


Figura 27 - Desenho esquemático da versão 1.3 do primeiro protótipo do braço.

A construção física do protótipo, representada nas figuras 28 à 30, mostrou que o motor não necessita de fixação através do perno. Isto, porque colocando, com pressão, o motor no interior do veio externo, este fica bem fixo e estável.



Figura 28 – Vista lateral do acoplamento do motor com o veio interno de transmissão de rotação.



Figura 29 – Vista de topo do interior do veio exterior, local onde se encontra o excêntrico.



Figura 30 – Vista do interior do veio exterior maquinado, onde é colocado o motor DC.

Após a sua construção, o protótipo foi testado com um digital lab aplicando uma tensão entre 0 e 15V. Através da experimentação foi comprovado que é na extremidade onde está o excêntrico onde, efetivamente é sentida a maior intensidade de vibração. Todavia, a vibração acontece um pouco por todo o braço do protótipo. Quanto maior a tensão aplicada na fonte, maior a vibração produzida. Isto significa que durante a utilização do dispositivo é possível controlar a vibração produzida através da variação da tensão aplicada. Esta consideração não contempla, ainda, a excentricidade do excêntrico bem como as suas dimensões que também influenciam. Por outro lado, pode afirmar-se que a distância do excêntrico relativamente ao motor DC não interfere na vibração.

Numa quarta fase, a ocorrência de movimentos “hélice”, causados pelo pequeno diâmetro e comprimento exagerado do veio interno, levou à necessidade de colocar um casquilho na extremidade junto do excêntrico. Isto porque, a extremidade do veio interno estava a sofrer desgaste, como se pode evidenciar na figura 31, consequente da flexão do veio.



Figura 31 - Desgaste provocado pela flexão do veio interno como consequência do comprimento do veio interno.

Com a repetição da experimentação verificou-se a necessidade de colocar um outro casquilho junto do motor. E, assim, surgiu a versão 1.4 do braço.

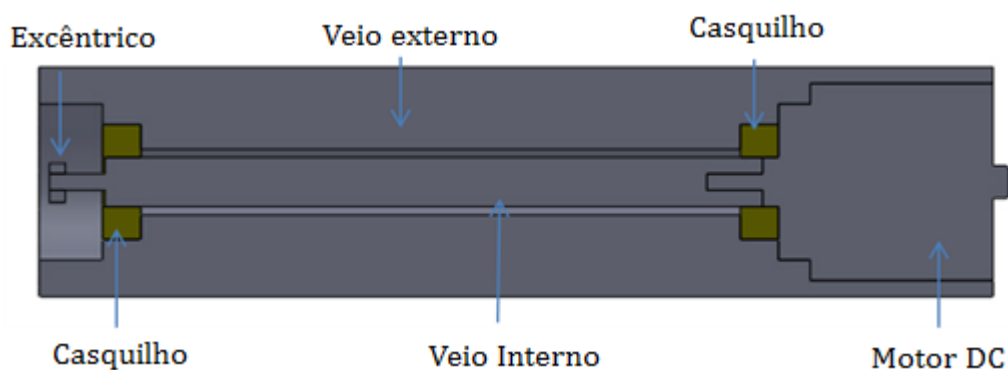


Figura 32 - Desenho esquemático da versão 1.4 do primeiro protótipo.

Após a colocação do casquilho no veio de transmissão, junto ao motor (ver figura 32), voltou-se a testar o protótipo nas mesmas condições e verificou-se que havia uma pequena prisão do sistema, provocando a não rotação do excêntrico. Posto isto, e dada a existência de folga entre os casquilhos e os veios nele apoiados, procedeu-se à redução da largura do casquilho. No entanto, com a repetição dos testes constatou-se que a redução da largura do casquilho não resolveu, uma vez que o problema residia na flexão do veio interior causado pelas diversas experimentações posteriores à sua conceção. Este facto levou à remoção de ambos.

Visando sempre uma construção simples e, com base em todo o trabalho desenvolvido anteriormente, foi pensado um novo sistema de vibração. Assim, numa última etapa deste processo evolutivo, foi criada a versão 1.5 que se encontra ilustrada na figura 33 e da qual resultou a construção física, nas Oficinas de Formação e Apoio do Departamento de Engenharia Mecânica do primeiro protótipo considerado: boticão vibratório.

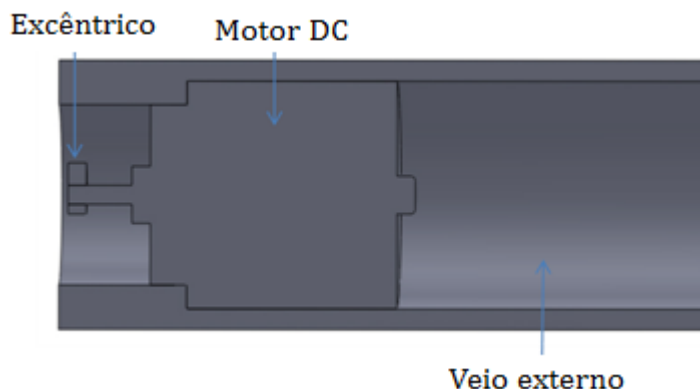


Figura 33 - Desenho esquemático da versão 1.5 (última versão) do braço do primeiro protótipo.

O braço/veio externo apresenta um comprimento de 71 mm (bastante inferior às versões anteriores). Este valor corresponde ao valor medido no braço construído (correspondente à versão 1.3) desde a zona recartilhada, que se encontra fixa no interior da peça cônica, até à extremidade da outra haste do boticão, de modo a que ambas tivessem o mesmo comprimento. Procurando evitar a prisão do veio interno, a perda de vibração transmitida ao longo do braço e permitir uma fácil remoção para posterior esterilização, o motor DC foi colocado o mais próximo possível do sistema pivot. Aqui, além de excluir a necessidade de existir um veio interno de transmissão, também é utilizado o excêntrico original do motor. Desta forma, convergiu-se para uma solução muito simples quer em construção, quer em utilização.

Esta versão foi construída e passou a ser utilizada também na alavanca vibratória.

Todos os desenhos técnicos desenvolvidos ao longo do projeto, inerentes à construção dos protótipos, inclusive os referentes aos desenhos esquemáticos anteriormente apresentados, encontram-se no apêndice IV.

4.2.2. Adaptação de um boticão ao braço construído

Para criar um protótipo o mais semelhante possível aos instrumentos atualmente utilizados foi acoplado ao braço criado, e que contempla a fonte de vibração, um boticão usado na prática corrente da exodontia. Todas as etapas/processos foram executados tendo por base o esboço da montagem final que se encontra representada na figura 34.

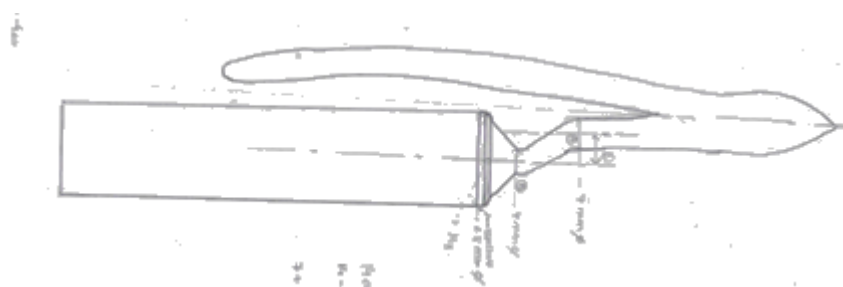


Figura 34 - Esboço da montagem final da primeira versão do protótipo.



Figura 35 - Boticão adquirido usado na extração de um molar da arcada superior.

Adquirido um boticão (figura 35) e tendo o braço construído, apenas seria necessário juntar as duas partes para criar um primeiro protótipo de um possível instrumento para auxiliar a extração dentária. Para o acoplamento foi sugerida uma peça cônica, não regular, que se adaptasse aos diâmetros quer do braço, quer da haste do boticão. Todavia, esta não era executável no torno convencional (equipamento disponível nas Oficinas de Formação e Apoio do Departamento de Engenharia Mecânica). Assim, e para contornar este entrave, foi pensada a dobragem da haste do cabo do boticão para o exterior, como se pode observar na figura 36. Esta dobragem veio de uma forma geral facilitar a construção: permitiu construir uma peça cônica, regular e possível de maquinar na oficina, e fez com que não houvesse comprometimento do fecho total da ponta ativa do boticão face às dimensões do braço construído.



Figura 36 - Dobragem do cabo do boticão para o exterior, por ação de calor.

A dobragem da haste do cabo foi efetuada segundo duas etapas e por ação de calor. As hastes do cabo do boticão foram separadas e, de seguida, foi fixada a haste a trabalhar. Inicialmente, foi efetuada a dobragem superior com sentido para fora e, posteriormente, e com

nova aplicação de calor, dobrou-se a parte inferior com sentido para o interior, como se pode ver nas figuras 37 e 38. Com este procedimento comprovou-se que o aço inoxidável consegue suportar elevadas temperaturas, pois foi necessário aplicar calor durante algum tempo, para que com aplicação de força se conseguisse dobrar o cabo. O calor foi aplicado com a ajuda de um maçarico a gás.



Figura 37 – Primeira etapa: dobragem para fora.



Figura 38 - Segunda etapa: dobragem para o interior.

Após a dobragem da haste, perto do sistema pivot, procedeu-se ao corte da porção restante do cabo (ver figura 39), de modo a acoplar o braço anteriormente construído.



Figura 39 - Corte da porção restante do cabo do boticao após a zona de dobragem.

Para ligar e, posteriormente, soldar o cabo ao braço portador da fonte de vibração foi criada uma peça cônica que pode ser observada na figura 40.

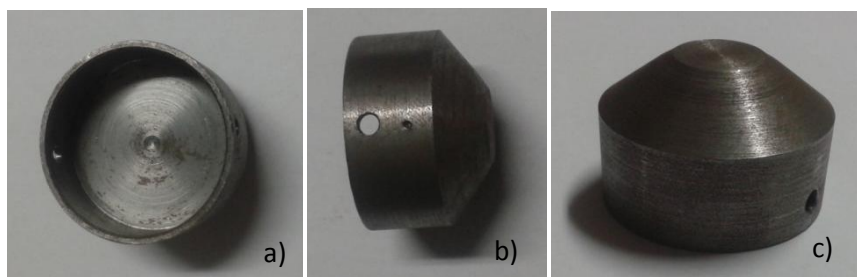


Figura 40 - Peça cônica utilizada para interligar o braço do boticão à componente do braço com fonte de vibração. a) vista inferior, b) vista lateral e c) vista superior.

A peça cônica apresenta uma altura de 20 mm e um diâmetro de 31 mm. O topo foi determinado de modo a ser acoplado à haste do boticão e, portanto, tem um diâmetro de 12 mm e um ângulo de 55.6° , formado entre a superfície cônica e a vertical lateral, como se pode ver na figura 55.c). Por sua vez, a peça possui uma abertura interior com um diâmetro 28.4 mm e uma altura de 9.5 mm, correspondente à porção do braço que será encaixada e fixa (figura 55.a). Foram, ainda, efetuados dois furos, não roscados, para a colocação de dois parafusos de rosca M3 de forma a possibilitar o acesso ao excêntrico sempre que necessário.

De seguida, a peça cônica foi soldada com a haste do boticão que havia sido cortada.

Para uniformizar a zona de soldadura, foi passada uma lixa com a rebarbadora, também designada rebarbadeira, de modo a uniformizar a zona de solda (ver figura 41).



Figura 41 - Uniformização da zona de soldadura através de uma lixa com a ajuda da rebarbadeira.

Numa das extremidades do braço, local de encaixe com a peça cônica, foi criado um relevo através da recartilagem, para que juntamente com os parafusos houvesse uma fixação segura e estável, entre o braço e o boticão (ver figura 42).

No final de todos os processos foram obtidas todas as componentes representadas na figura 42.

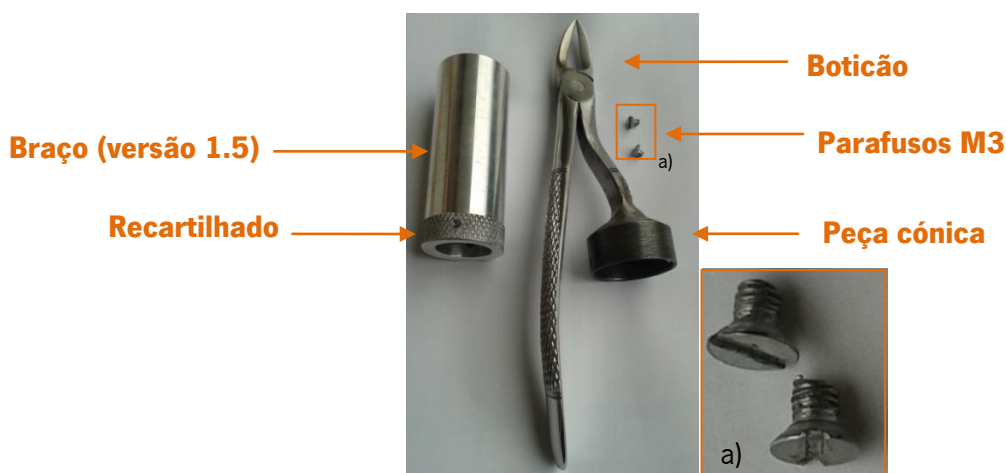


Figura 42 - Relevo na zona de encaixe conferido pela zona recartilhada. a) Ampliação dos parafusos de rosca M3 cortados que foram utilizados.

4.2.3. Montagem do boticão vibratório

Terminados todos os processos inerentes à produção dos componentes e respetiva montagem de todas os componentes, obteve-se o seguinte protótipo:



Figura 43 – Construção física da versão 1.3 do protótipo criado para o instrumento auxiliar para a extração dentária.

Esta primeira versão vem responder ao objetivo, onde se pretende criar um dispositivo que auxilie a extração dentária através de uma vibração e não de força. Trata-se de um protótipo simples, de fácil montagem e produção e de fácil esterilização, no qual, se verificou, efetivamente, transmissão de vibração desde o cabo até à ponta ativa.

Como se pode verificar na figura 43, o braço construído é bastante maior do que a outra haste do boticão. Isto aconteceu por duas razões: a primeira é porque foram mantidas as dimensões do trabalho anterior e a segunda reside na dobragem do cabo que deveria ser mais próximo do sistema pivot. Além deste pormenor, que torna o protótipo não muito esbelto, também alguns aspetos mecânicos não estavam muito bem conseguidos. Os inconvenientes e problemas detetados anteriormente foram corrigidos com a construção de um novo braço presente na versão 1.5, o qual deu origem ao dispositivo da figura 44.



Figura 44 - Última versão do protótipo criado para o instrumento auxiliar da extração dentária.

Esta nova versão não apresenta um veio transmissor de rotação, que anteriormente causava a prisão do sistema, e o motor está colocado o mais próximo possível da peça cônica, e portanto, da ponta ativa, como se pode visualizar na figura 45.



Figura 45 - Interior da componente do braço que contém o motor DC vista por baixo.

O desenho esquemático encontra-se representado na secção 4.2.1. Todo o processo envolvido na produção desta versão do protótipo é exatamente igual à primeira.

A este protótipo foi atribuída a designação de boticão vibratório, pela forma semelhante ao boticão e pela utilização da vibração.

4.2.4. Construção da alavanca vibratória

Decorrente da avaliação do primeiro protótipo foi projetada uma alavanca com vibração com a finalidade de auxiliar e melhorar o processo de luxação, processo mais difícil e determinante da extração dentária considerado pela Dra. Cátia. Para tal, foi utilizado o mesmo braço do boticão vibratório, o que permitiu a reutilização do material já existente. Por outro lado, o sistema elétrico de vibração manteve-se inalterável, havendo, portanto, uma uniformização.

Foi ainda adquirida uma alavanca odontológica (figura 46) e à qual foi cortada a ponta ativa (figura 47).



Figura 46 - Alavanca odontológica adquirida.

Posteriormente, a ponta ativa foi acoplada ao braço, anteriormente mencionado, através de uma peça cônica. A peça cônica foi maquinada segundo as mesmas etapas e procedimentos

utilizados na peça cônica do bocal vibratório. As dimensões da base inferior, que encaixa no braço, são as mesmas enquanto a base superior apresenta o mesmo diâmetro da ponta ativa da alavanca, ou seja, 7 mm. A altura total da peça também é 20 mm, enquanto o ângulo formado entre a superfície cônica e a vertical lateral é de 61.5° . A abertura interior é exatamente igual à peça cônica do bocal vibratório e tem como dimensões: 28.3 mm de diâmetro e 9.4 mm em altura.



Figura 47 - Corte da ponta ativa da alavanca.

A junção da ponta ativa e da peça cônica foi conseguida através do processo de soldadura, que se encontra ilustrado na figura 48. Para finalizar a peça e obter-se uma superfície de soldadura lisa e mais uniforme foi, ainda, utilizada a rebarbadeira (figura 49).



Figura 48 - Soldadura da ponta ativa com a peça cônica.



Figura 49 – Polimento da soldadura com rebarbadeira.

Numa etapa final, os componentes ilustrados na figura 50 foram montados e, à semelhança do protótipo anterior, a componente da direita (que inclui a ponta ativa) foi fixada ao braço através de dois parafusos M3.

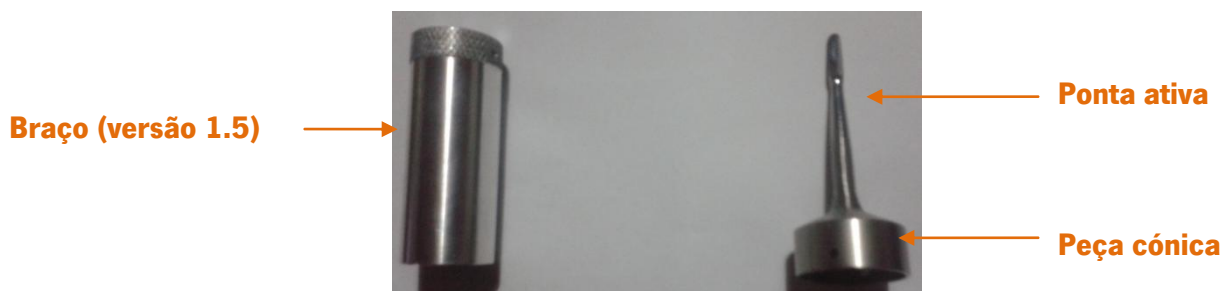


Figura 50 - Componentes que constituem o segundo protótipo.

Na figura 51 pode ser visualizado o estado final do segundo protótipo: alavanca vibratória.



Figura 51 - Segundo protótipo: alavanca vibratória.

4.3. Construção dos protótipos

Para a construção de um primeiro protótipo, ainda sujeito a possíveis remodelações, e onde o objetivo principal era construir um instrumento que através do recurso da vibração auxiliasse a extração dentária, foram utilizados materiais que fossem simultaneamente baratos e fáceis de adquirir nas Oficinas de Formação e Apoio do Departamento de Engenharia Mecânica. Na construção do braço, que contém a fonte de vibração, foi utilizado um varão cilíndrico de alumínio com 28 mm de diâmetro. Inicialmente efetuou-se um corte, com o auxílio de um serrote mecânico, para obter um o comprimento de 120 mm. No torno, e com um ferro de corte adequado, facejou-se a superfície exterior deixando-a mais uniforme e suave. De seguida, foi efectuado, no torno, um furo interno (ver figura 52) com um diâmetro de 8 mm, de modo a introduzir o veio de transmissão de rotação com uma folga de 2 mm em diâmetro. De seguida, foi torneado o interior utilizando um ferro de corte adequado (ver figura 52), construíram-se os casquilhos e procedeu-se à montagem de todas as peças.

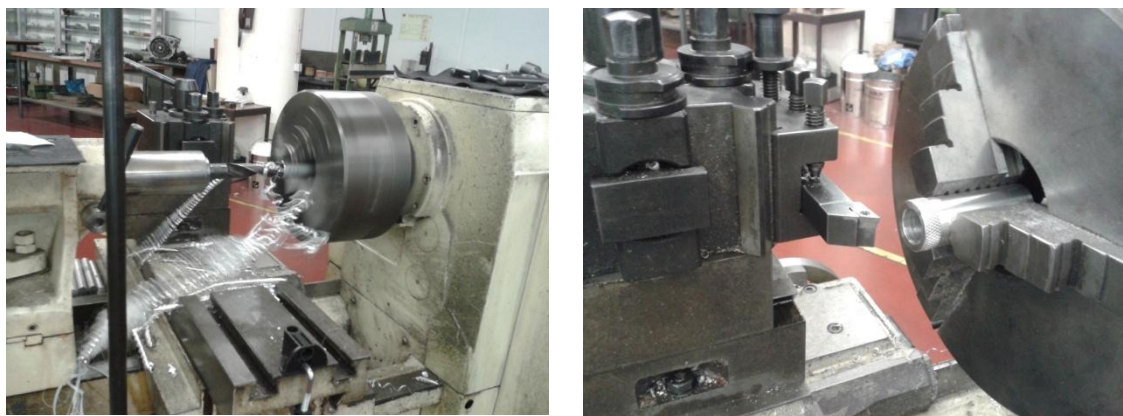


Figura 52 - Torneamento interior do braço que contém o motor.

Para aumentar a segurança e também a fixação do braço com a peça cônica, no local de acoplamento, foi efetuado um recartilhado na extremidade do braço para aumentar a rugosidade.

Na peça cônica foi utilizado aço inoxidável para possibilitar a solda desta com o boticão. Os processos de maquinagem usados foram os mesmos descritos anteriormente. No serrote mecânico, cortou-se um varão cilíndrico com 20 mm de comprimento e 31 mm de diâmetro. De seguida, procedeu-se ao torneamento interior até obter um diâmetro interno de 28.4 mm e uma profundidade de 9.5 mm e, posteriormente, ao exterior com um ângulo de aproximadamente 55.6°.

Na construção da alavanca vibratória, como foi utilizado o braço do boticão vibratório, apenas houve maquinagem da peça cônica. À semelhança da primeira peça cônica, efetuou-se o corte de uma porção de varão cilíndrico com 31 mm de comprimento e 32 mm de diâmetro. Inicialmente, procedeu-se ao torneamento interno até obter um diâmetro interno de 28.3 mm e uma profundidade de 9.4 mm. Posteriormente, a peça foi torneada externamente com um ângulo de 61.5°. Após o facejamento, executado para obter uma superfície mais lisa e uniforme, foram efetuados dois furos para a colocação dos parafusos de rosca M3 que fixam a estrutura ao braço. A furação foi executada por um engenho de furar com uma broca de 2.5 mm característica para um furo roscado de um parafuso de rosca M3.

CAPÍTULO 5 - RESULTADOS E DISCUSSÃO

No presente capítulo pretende-se dar a conhecer os resultados obtidos da experimentação dos protótipos, em função da informação recolhida do preenchimento de um inquerito junto dos participantes e da observação experimental.

5.1. Metodologia de avaliação

5.1.1. População avaliada e amostra

Para avaliar os protótipos criados, no âmbito da construção de um dispositivo médico que auxilie a extração de dentes e raízes, foram aplicados questionários que se encontram nos apêndices I, II e III. Este inquérito é constituído por um conjunto de questões de escolha única, onde o grau de resposta é contemplado por cinco classes: o “não” ou “nada” corresponde ao limite inferior e o “muito” corresponde ao limite superior.

Numa primeira instância, e para avaliar o primeiro protótipo, foi aplicado um questionário (apêndice I), apenas, junto da médica dentista envolvida no projeto – Dra. Cátia Pombo.

Numa segunda instância, e para avaliar o segundo protótipo, foi aplicado um questionário semelhante junto de uma maior amostra: médica dentista envolvida (apêndice II); (apêndice III) Professores Luis F. Silva e Eurico Seabra (orientadores desta dissertação), Sara Setas (aluna que dará continuidade ao projeto em dissertação de Mestrado) e pela autora desta dissertação.

O questionário foi elaborado com questões que permitissem efetuar uma avaliação em termos de estrutura, ergonomia, funcionalidade e ainda sobre a viabilidade do instrumento.

Na primeira avaliação, a Dra. Cátia Pombo inicialmente segurou o protótipo, que se encontrava ligado a uma fonte de alimentação, e foi sentindo e avaliando simultaneamente. De

seguida, o mesmo foi já introduzido no maxilar de um porco. Em ambas as fases, foi variada a intensidade de tensão aplicada.

Na avaliação do segundo protótipo foram seguidos exatamente os procedimentos da avaliação do primeiro. Contudo, e contrariamente à avaliação do boticão vibratório, na avaliação da alavanca vibratória houve também experimentação num modelo anatómico.

5.1.2. Aspetos a considerar

- O diâmetro do motor não é o ideal. Futuramente pretende-se utilizar um motor com menor diâmetro e com características mais específicas;
- O protótipo foi testado no maxilar de um porco por ser o modelo *in vivo* mais fácil de obter. O acesso aos dentes estava limitado à abertura do maxilar do porco;
- Os dentes do porco são maiores e podem possuir até quatro raízes. Este facto gera forças de extração maiores comparadas com as da extração dentária em humanos, o que torna o modelo usado não conclusivo mas apenas representativo;
- A ponta ativa, do boticão adquirido, não é mais indicada para o dente do maxilar do porco em que se testou;
- O boticão vibratório foi experimentado seguindo o raciocínio do trabalho desenvolvido anteriormente, no qual a alavanca seria abolida e apenas seria utilizada a vibração como fonte de luxação. Isto aconteceu porque esperava-se que apenas com a vibração se conseguisse luxar um dente. Todavia, esta ideia inicial não é correta pois verificou-se que a utilização da alavanca é muito importante.

5.1.3. Recolha de dados

Os dados da experimentação foram recolhidos no consultório da Clínica Dentária da Dra. Cátia Pombo, em Águas Santas – Maia, dado ser o local onde se pratica a exodontia e o qual será um dos possíveis locais de utilização do dispositivo em desenvolvimento. Após a avaliação manual do protótipo, procedeu-se ao preenchimento do questionário.

Para a experimentação, ambos os protótipos criados foram ligados a uma fonte de alimentação como se pode observar na figura 53.

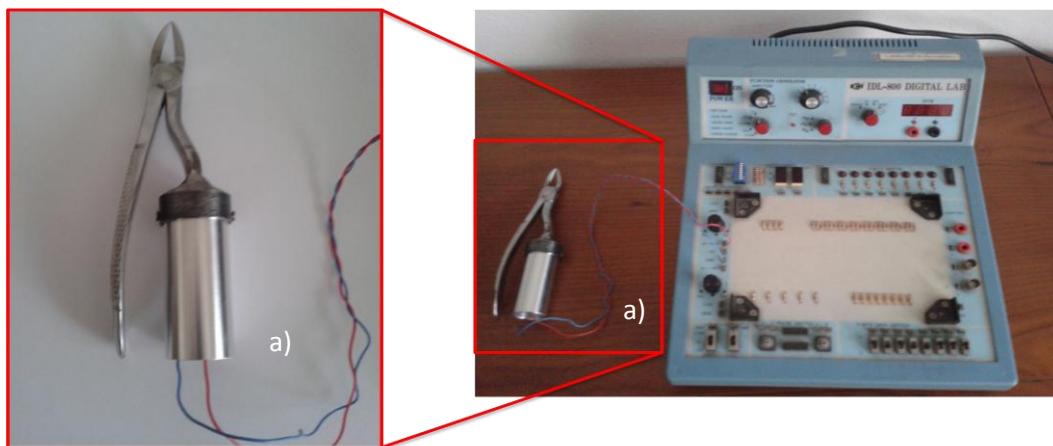


Figura 53 - Ilustração da montagem para experimentação do boticão vibratório. a) zoom do boticão vibratório.

5.1.4. Descrição do método de avaliação

Inicialmente, foi efetuada uma avaliação dita manual ou sensorial para avaliar os protótipos em termos estruturais, ergonômicos e funcionais. Posteriormente, e também com base na avaliação anterior, foi avaliada de uma forma geral a viabilidade do protótipo.

O preenchimento do inquérito foi realizado pelo próprio inquirido, mas acompanhado pela autora do trabalho caso fosse necessário algum esclarecimento. O primeiro questionário incluía identificação geral do participante/inquirido, nomeadamente, nome e idade e, no caso da Dra. Cátia, os anos de experiência na área odontológica. Incluía, também, a identificação da mão dominante na utilização do protótipo, para possivelmente despistar as diferenças entre a utilização do protótipo com a mão direita e a mão esquerda; a análise das dimensões, do peso e da superfície do braço do protótipo; o efeito da vibração e, por último, simplicidade, segurança, viabilidade e adaptação ao instrumento.

Para avaliar a viabilidade do dispositivo criado, foi efetuada uma comparação com os instrumentos odontológicos atualmente utilizados na extração dentária. Por exemplo, para uma melhor percepção da intensidade de forças exercidas durante o processo de luxação, cada participante simulou, com uma alavanca odontológica, este processo, tal como se pode visualizar na figura 54.



Figura 54 - Luxação de um dente de um maxilar de um porco utilizando uma alavanca odontológica.

Na avaliação do segundo protótipo foi utilizado o mesmo método, embora tenha sido aplicado um inquérito ligeiramente diferente. Foram colocadas questões que avaliassem as mesmas áreas que o primeiro protótipo, mas, agora, mais direcionadas para a utilização de uma alavanca vibratória e sobre o ato da luxação.

5.2. Avaliação do boticão vibratório

Ao longo do desenvolvimento dos desenhos técnicos foram surgindo diferentes versões do primeiro protótipo (cinco no total), decorrentes de otimizações.

Comparando a última versão (1.5) com a anterior, há uma diminuição do comprimento do braço que torna o protótipo mais ergonómico e uma ligeira diminuição do peso. O motor encontra-se mais próximo da ponta ativa, o que aproxima também a vibração do local alvo. Isto, além de eliminar alguns dos inconvenientes de funcionamento referidos anteriormente, leva, também, à diminuição da perda de vibração desde o motor até à ponta ativa. Esta versão é mais barata e mais simples devido ao menor número de componentes que a constitui (figura 55), à maior facilidade de construção e montagem e, ainda, a uma esterilização facilitada pela parte elétrica totalmente móvel. Na ausência de um veio de transmissão de rotação, onde havia desgaste causado pelo atrito, não se verifica o risco de libertação de micropartículas. Se se pensar no futuro, nem haverá necessidade de fixar a peça cónica ao braço, com sistema de vibração através de dois parafusos, uma vez que será tudo produzido por fundição como se se tratasse de uma peça única. Sendo tudo metálico, mais uma vez se tem uma esterilização facilitada.

O protótipo foi testado numa cabeça de porco com uma utilização destra dominante. Da análise da resposta ao questionário, conclui-se que a estrutura não apresenta grande influência no desempenho do protótipo. O comprimento da componente do braço é razoável, embora o diâmetro do mesmo já se revele um ponto desfavorável. Isto vem comprovar a futura utilização de um motor DC de menor diâmetro.

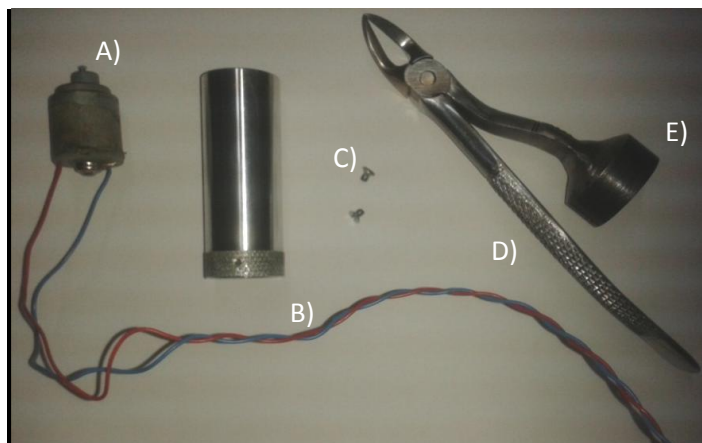


Figura 55 - Conjunto de todos os componentes que compõem o protótipo: boticão vibratório. A) Motor DC, B) Componente braço do protótipo, C) Parafusos de rosca M3, D) Haste normal do boticão e E) Haste do boticão que foi alterada e à qual foi colocada uma peça cônica.

As questões ergonómicas são importantes no âmbito de um melhor ou pior manuseamento do instrumento aquando da sua utilização. O protótipo apresenta um peso razoável e, embora o volume do braço onde está incorporada a fonte de vibração seja considerável, a função abrir/fechar não é comprometida por este. Tal como já era do conhecimento prévio, a superfície lisa pode comprometer o manuseamento do protótipo perante a possibilidade de entrar em contacto com fluidos corporais e estes levarem ao escorregamento do protótipo da mão durante a sua utilização. Este facto vem, então, comprovar que o recartilhado dos braços do boticão e/ou instrumento é necessário para manter os níveis de segurança.

A utilização da vibração é um dos grandes pontos de inovação no desenvolvimento deste protótipo. De facto comprova-se que aplicada uma tensão no motor DC, esta cria uma vibração, proveniente da rotação desequilibrada de um excêntrico, que é transmitida até à ponta ativa, que irá atuar no dente ou raiz. Todavia, com o aumento da tensão aplicada verifica-se um aumento quase insignificante da vibração na ponta ativa. Isto significa que, existe perda de vibração desde a sua origem até ao local alvo. Por sua vez, a vibração é sentida na mão dominante com alguma intensidade e com o aumento da tensão aplicada a vibração sentida aumenta. No âmbito da

extração, quando aplicada vibração no dente a extrair, constata-se que os dentes adjacentes também sentem, embora com pouca intensidade. Este facto não é desvantajoso por dois motivos: por um lado dado, a vibração sentida no dente a extrair é pequena, o que significa que nos dentes adjacentes também será pequena e, por outro lado, preve-se que os danos causados pela vibração sejam menos graves que os danos causados pela força exercida através dos instrumentos convencionais (informação proveniente da experimentação). Isto porque a utilização da vibração ajudará a romper o ligamento periodontal e, assim, permitirá reduzir os esforços realizados. Dada a existência de dentes adjacentes constata-se que a colocação do instrumento apenas pode ser feita numa única posição, o que neste caso dificulta a inserção da ponta ativa junto da porção inicial abaixo da coroa em determinados casos. Por outro lado, como a única posição possível é a vestibular-lingual, a vibração apenas é sentida nessa direção. Com a perda de vibração desde o cabo até à ponta ativa e a pequena superfície de contacto, entre ponta ativa e o dente, a vibração revelou-se ineficaz para a extração - facto que foi comprovado quando se tentou extrair um dente do maxilar de um porco. Assim, e respondendo à ideia que provinha do trabalho anterior [1], onde não existia luxação com a utilização da alavanca mas sim com a utilização do boticão juntamente com a vibração, verifica-se que o instrumento acaba por ser ineficaz.

Se atualmente existe um conjunto de três instrumentos odontológicos utilizados na extração dentária, e não se tem verificado nenhuma abolição de nenhum, significa que os três são importantes. Em contrapartida, sabe-se que em geral os dentistas tendem a utilizar os instrumentos que já estão familiarizados e com os quais aprenderam comparativamente com um instrumento novo, a não ser que seja mesmo muito bom. Estes apenas se vão limitar a comprar algo novo para as situações mais difíceis, levando então à necessidade de criar um instrumento que complemente os atualmente existentes e que não os substitua. Neste sentido, e permanecendo a utilização de alavanca, é possível que este primeiro protótipo venha sim melhorar a extração dentária. De acordo com o descrito sobre a extração dentária, onde se refere que os movimentos de extração iniciais aplicados devem ser leves seguindo-se um aumento gradual acompanhado de um aumento da pressão aplicada, poderá ser possível diminuir a pressão exercida com a aplicação de vibração e, assim diminuir os danos causados. Isto porque uma menor pressão com aplicação de vibração poderá produzir o mesmo efeito que uma maior pressão, mantendo os movimentos aplicados.

De uma forma geral, o boticão vibratório é prático e de fácil adaptação por parte do utilizador. Tendo em conta que toda a parte elétrica é possível de remover e que toda a estrutura é metálica, revela-se um instrumento de fácil esterilização. A não libertação de partículas, provocadas por desgaste, uma componente elétrica de baixa tensão assim como um acoplamento estável tornam-no um instrumento seguro.

Como solução à perda de vibração, desde a origem até ao local alvo tem-se: a alteração do motor DC utilizado, a utilização de veios flexíveis, estudados na secção 3.4, ou a utilização de um revestimento com propriedades isolantes.

Contrariamente ao projetado inicialmente, em que se pretendia um instrumento totalmente inovador que abarcasse as três funções: cortar, luxar e extrair, observa-se pela avaliação da médica dentista envolvida no estudo, que é mais fácil utilizar diferentes instrumentos do que andar sempre a adaptar o mesmo. Isto porque existe a possibilidade de voltar a utilizar um instrumento anterior, já que se trata de um processo iterativo, tal como descrito no capítulo 2. Além disto, é essencial criar uma solução focada na luxação que corresponde à etapa mais difícil e complicada da extração. Assim, pretende-se construir um protótipo de uma alavanca odontológica que possua vibração. Com este segundo protótipo, preve-se que a força exercida no processo de luxação seja menor e, ao mesmo tempo, mais eficaz e com menor dano nos dentes adjacentes e, de uma forma geral, na tábua óssea. Como se pode ver na figura 56, é utilizado o mesmo braço que contém a fonte de vibração do boticão vibratório, ao qual é acoplada uma ponta ativa de uma alavanca.



Figura 56 - Ilustração de um novo protótipo para uma alavanca com vibração.

A ideia é futuramente criar uma alavanca odontológica semelhante à que se encontra representada na figura 57 mas contendo, no seu interior, um motor DC para produzir vibração e auxiliar a extração dentária. Eventualmente a ponta ativa poderá ser mais curta sendo apenas necessário garantir um comprimento mínimo, de modo a que o instrumento fique fora da boca e, assim, garanta os níveis de segurança e de utilização adequados.



Figura 57 - Alavanca odontológica com vibração.

Em suma, existem duas vias de melhorar o processo de extração dentária. Por um lado uma alavanca odontológica com vibração pode melhorar a luxação e, por outro, um boticão com vibração que melhora a luxação final e a avulsão do dente em si.

5.3. Avaliação da alavanca vibratória

O segundo protótipo, ao qual se pode designar, alavanca vibratória foi testado experimentalmente segundo três etapas: inicialmente foi analisado sensorialmente, seguido de uma experimentação num modelo anatómico e por último, no mesmo maxilar de porco usado na avaliação do boticão vibratório. Assim, ligou-se o protótipo e a Dra. Cátia Pombo segurou-o na sua mão dominante, de modo a avaliá-lo com base na informação sensorial. Comparativamente com o boticão vibratório, a vibração, para as mesmas condições de tensão e corrente aplicadas, é sentida com maior intensidade. Isto acontece porque a vibração está mais dirigida conferida pelo alinhamento com a ponta ativa que, conseqüentemente, diminui a perda de vibração. Tal como se pode visualizar na figura 58, foi ainda colocada uma luva de latex para avaliar se a sua colocação atenuaria a intensidade de vibração transmitida à mão durante a utilização do protótipo e, ainda, melhoraria o conforto. Facto que se comprovou. A colocação da luva em volta da superfície do cabo, diminui a intensidade de vibração transmitida à mão do utilizador. Esta luva foi, ainda, utilizada para cobrir a extremidade do cabo, que se encontra aberta para permitir a ligação do motor à fonte de alimentação, procurando diminuir a transmissão de ruído que se fazia sentir durante a utilização do instrumento. De forma a minimizar este inconveniente será conveniente fechar a extremidade onde se encontra a parte elétrica, mas permitindo a ligação do motor à fonte de alimentação. Assim, além de minimizar o ruído proveniente da vibração, também tornará a utilização do instrumento mais confortável.



Figura 58 - Ilustração da montagem de experimentação da alavanca vibratória.

Na etapa seguinte, o protótipo foi experimentado num modelo anatómico, como se pode observar na figura 59, onde foi efetuada luxação de um dente com dois dentes adjacentes. Aqui não foi possível avaliar se a vibração facilita ou não a luxação. No entanto, foi possível analisar que a vibração é sentida com mais intensidade no dente a extrair do que nos dentes adjacentes – fenómeno que se espera comprovar futuramente.

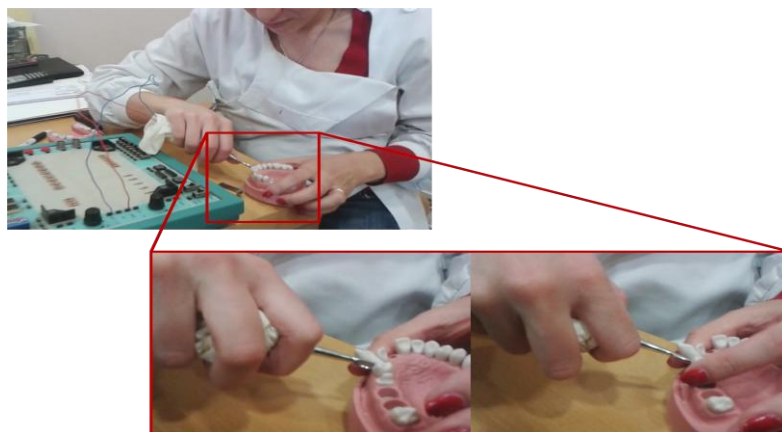


Figura 59 – Experimentação do protótipo num modelo anatómico.

Numa terceira etapa, a alavanca vibratória foi testada no maxilar da cabeça de um porco (figura 60). À semelhança da etapa anterior, também aqui não foi possível auferir sobre a influência da vibração na luxação.

Embora se pretenda utilizar o protótipo com aplicação de vibração, a exerceção de forças mantém-se. Durante a experimentação e aquando a aplicação de forças, verificou-se que são necessárias melhorias ergonómicas, pois a extremidade, onde se encontra a parte elétrica, em contacto com a palma da mão confere desconforto. É, então, necessário criar uma superfície arredondada, semelhante à existente nas alavancas atualmente utilizadas, para criar conforto ao seu utilizador.



Figura 60 – Experimentação no maxilar de um porco.

Após estas três etapas foi respondido pelos cinco inquiridos um inquérito, como já foi anteriormente mencionado na secção: população e amostra, de onde se auferiu sobre o protótipo.

Em termos estruturais, o comprimento e a largura do cabo do protótipo revelam-se ser razoáveis. Ergonomicamente, o protótipo apresenta um peso razoável o que facilita a sua utilização, durante a execução dos movimentos próprios da luxação, e o seu transporte. Por sua vez, o volume do cabo apresenta ter influência durante o manuseamento à semelhança da superfície lisa.

Funcionalmente, verifica-se que a vibração é transmitida desde a fonte até à ponta ativa da alavanca vibratória. Com o aumento da tensão aplicada, dois dos inquiridos (um deles é a médica dentista) dizem que há algum aumento na ponta ativa, os três restantes responderam que aumenta bastante. Para determinada tensão aplicada, a vibração é sentida na mão dominante com alguma intensidade e aumenta com o aumento da tensão aplicada. Na questão referente à transmissão de vibração aos dentes adjacentes, apenas a médica dentista pôde responder aquando a experimentação no modelo anatómico e no maxilar, pelo que os restantes inquiridos se mostraram sem opinião ao longo das questões 3 e), f), g) e h). A Dra. Cátia respondeu que a vibração aplicada é sentida nos dentes adjacentes, mas pouco, tal como foi observado na etapa 2 da experimentação. Espera-se, então, que a vibração venha auxiliar a luxação e, assim, tornar menos moroso o processo de luxação e com menor sensação de “pressão” sentida durante e após a extração dentária. Quanto à eficácia da vibração na luxação, apenas se prevê que pode facilitar o processo. Contudo, ainda não existem dados experimentais que suportem essa afirmação.

De uma forma geral, revela-se um protótipo prático, seguro, de fácil adaptação por parte do utilizador, com fácil esterilização e, portanto, uma mais-valia para o processo de extração. Não é muito correto dizer que este instrumento poderá tornar o processo de extração menos

doloroso, uma vez que o paciente se encontra anestesiado e não sente dor. O que se pode dizer é que poderá ser possível diminuir a sensação de pressão durante e após a extração e que a utilização de vibração pode diminuir os esforços exercidos durante o processo de luxação.

Apesar de tudo foi criada uma solução modular se se considerar que ambos os protótipos utilizam o mesmo cabo.

Comparando com a solução conceptual desenvolvida num trabalho anterior [1], os dois protótipos são bastante mais simples em termos de construção e sob o ponto de vista de adaptação e aquisição, uma vez que é mais fácil a utilização de um instrumento familiar que acrescente valor do que um totalmente novo.

Quanto à utilização complementar: primeiro (boticão vibratório) e segundo (alavanca vibratória) protótipos, preve-se que melhorem o processo de extração. Por um lado, a vibração no boticão pode ajudar em situações de raízes. Para sentir a mobilidade do dente após a luxação, a vibração não confere sensibilidade para tal. Assim, a vibração seria só utilizada quando necessário. Por outro lado, a vibração na alavanca levará à diminuição dos esforços exercidos durante a luxação e dos possíveis danos aos dentes adjacentes bem como da sensação de “pressão” e adormecimento durante e após a extração. Tudo isto aponta para um instrumento que conferirá uma utilização harmoniosa no conjunto especialista-processo de extração-paciente.

5.4. Ângulo de contacto entre a superfície do instrumento e os biofluidos (sangue e saliva)

A saliva e o sangue são dois fluidos de carácter especial, uma vez que detêm uma série de questões éticas onde é necessária uma boa preparação dos métodos para a medição do ângulo de contacto. Por falta de tempo e pelas características anteriormente descritas não foi possível a medição do ângulo de contacto entre a superfície do instrumento e os biofluidos. Todavia, sendo um aspeto bastante importante no âmbito da esterilização e da minimização do risco de infeção e, não havendo na literatura valores do ângulo de contacto com estes biofluidos, será relevante o seu estudo futuramente. Mediante os resultados obtidos poderá ser sugerido um revestimento que eventualmente acentue a liofobicidade.

Este não é o fator que faz do Aço inoxidável 316L o melhor material para a construção do dispositivo mas é um fator que acentua positivamente a sua utilização.

CONCLUSÕES E SUGESTÕES PARA TRABALHO FUTURO

Este trabalho tinha como objetivo desenvolver e construir um protótipo de um dispositivo médico que auxiliasse a extração de dentes e raízes, com a utilização da vibração.

Preliminar à construção, foram estudados alguns conceitos importantes ao desenvolvimento deste trabalho. Daqui auferiu-se que o aço inoxidável 316 L é o material mais viável de ser utilizado na construção do futuro instrumento; o ser humano é mais sensível a frequências de vibração mais baixas, pelo que durante a extração dentária devem ser utilizadas altas frequências para que o paciente não sinta a vibração; por sua vez, frequências elevadas e longos períodos de exposição à vibração por parte do utilizador podem gerar desconforto e levar a possíveis lesões no conjunto mão-braço.

Para a construção, partiu-se da análise da solução conceptual, desenvolvida no trabalho anterior, para a construção de um primeiro desenho técnico do braço, onde estaria incorporada a fonte de vibração. A partir daí foram analisadas as questões mecânicas do funcionamento desta componente, do qual surgiram as consequentes otimizações. Construída uma primeira versão do braço, procedeu-se à sua experimentação meramente funcional. Decorrente disto, foram desenvolvidas no total cinco versões. Todo este desenvolvimento convergiu para uma solução simples, com um número reduzido de componentes, boa funcionalidade mecânica, seguro, de fácil esterilização e de baixo custo. Este mesmo braço foi acoplado a um boticão usado na prática corrente da exodontia, do qual se obteve um primeiro protótipo designado boticão vibratório. Embora a vibração fosse transmitida desde a fonte até à ponta ativa, havia muitas perdas e a vibração sentida era muito pequena, revelando-se portanto ineficaz no auxílio da extração dentária.

Com base nestes resultados e focados na etapa mais difícil da extração dentária, luxação, partiu-se para a construção de um segundo protótipo: a alavanca vibratória. Com a utilização da mesma componente braço, foi apenas necessário adapta-lo a uma alavanca odontológica convencional. Foi então criado um protótipo modular, pois o braço é igual em ambos os protótipos. Na alavanca vibratória, a vibração também é transmitida à ponta ativa e até com mais intensidade comparativamente com o boticão vibratório, pois o motor DC está alinhado

com a ponta ativa. A vibração é sentida nos dentes adjacentes, mas com baixa intensidade. Não há resultados que indiquem que a vibração, neste momento, ajude na luxação e portanto no processo da extração dentária. Todavia, prevê-se que com um motor mais adequado e uma vibração mais direcionada à ponta ativa acompanhada de um punho destacável, se consiga tornar eficaz a aplicação da vibração na luxação, na tentativa de facilitar o processo de rompimento dos ligamentos periodontais e na redução da sensação de “pressão” durante e após a extração. Prevê-se também que a utilização da vibração venha reduzir os esforços realizados por parte do especialista durante o processo de luxação e dessa forma reduza o risco de danos nos dentes adjacentes e de um modo geral na tábua óssea. Além disto, é um protótipo simples quer em construção quer em termos de utilização. Contrariamente à solução conceptual desenvolvida revela-se um instrumento de fácil aceitação e adaptação por parte do especialista, pelo facto de ser já familiar e, ainda, acrescentar valor.

Uma possível utilização conjunta dos dois protótipos de forma complementar, dependendo do tipo de dente/raiz a extrair, pode eventualmente a constituir uma mais-valia.

Em suma, foi desenvolvido e construído não um, mas sim, dois protótipos físicos de um dispositivo que auxilie a extração dentária, tal como estava previsto. Diante da sua utilização e com base no esperado, é necessário melhorar o desempenho e o funcionamento de modo a comprovar as ilações retiradas.

É então sugerido um estudo sobre a utilização do mesmo tipo de motor, mas com diferentes dimensões (menores) e com diferentes excêntricos, ou de uma outra forma de actuação e, ainda, sobre a forma de propagação da vibração: radial ou axial, ou a combinação das duas. É também interessante verificar se a inclinação da ponta ativa com o cabo pode interferir no conforto do dentista durante a utilização do instrumento.

Propõe-se ainda o estudo da flexibilidade em termos de modularidade das pontas ativas no sentido de verificar a sua viabilidade para a sua introdução no instrumento final. Privilegiar a facilidade de esterilização no sistema de mudança de pontas ativas.

É importante dirigir a vibração à ponta ativa e até destacar o punho da ponta ativa para tornar a vibração mais eficiente. Por outro lado, é conveniente estudar e colocar um revestimento do cabo de modo a amortecer a vibração e melhorar o conforto durante a sua utilização. O cabo deve ainda apresentar uma estrutura ergonómica para potencializar o desempenho do instrumento bem como do especialista.

A par da melhoria ergonómica do instrumento e do sistema de vibração, é deveras importante avaliar os níveis de frequência a utilizar e respetivos efeitos nos dentes adjacentes. Estes níveis de frequência devem ser adequados quer para o dente quer para o especialista durante o período de tempo de exposição.

Na tentativa de tornar mais eficaz o processo de esterilização, com a redução da possível adesão bacteriana e dos biofluidos, propõe-se a medição do ângulo de contacto do material utilizado com os biofluidos (sangue e saliva).

Como se pode evidenciar, há ainda um longo percurso a percorrer para garantir a viabilidade do dispositivo, de modo a que este possa ser lançado no mercado com o objetivo de melhorar o processo de exodontia e, no final a qualidade de vida das pessoas.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

Referências citadas

1. **Fernandes, Daniela**, *Tese de Mestrado: Estudo e concepção de um novo dispositivo médico auxiliar para remoção de dentes e raízes*, 2012.
2. **Datarkar, Abhay N.**, *Exodontia Practice*, India: Jaypee Brothers Medical, 2007.
3. **Sanghai, Sumit**, *Oral & Maxillofacial surgery*. Shangai: Jaypee Brothers Medical, 2009.
4. **Fragiskos, F. D.**, Chapter 4 - Equipment, Instruments and materials, *Oral surgery*, Springer, 2007, pp. 55-85.
5. **Lederer, William J.**, *Principles and practice of tooth extraction*, New York: The rebman Company, 1919.
6. **Wiliam, F. Smith and Hashemi, Javad**, *Fundamentos de engenharia e ciência dos materiais*, bookman, 2012.
7. **Krauss, George**, *Steels: heat treatment and processing principles*, United States of America: ASM international, 1990.
8. **Llewellyn, D T.**, Stainless steels, *Steels: metallurgy & applications*, Oxford: butterworth heinamann, 1992.
9. **Chen, Chien-Hsiu, et al.**, *Variation in Surface Morphology and Microstructure of 316L Biomedical Alloys Immersed in Artificial Saliva*. Taiwan: Journal of Eperimental and Clinical Medicine, 2013.
10. **Huang, Chiung-Fang**, *Development of silver-containing austenite antibacterial stainless steels for biomedical applications*, Taylor & Francis, 2011, Vol. 27.
11. **Anghelina, F. V. et al.**, *Fine structure of biocompatible ceramic materials based hydroxyapatite and metallic biomaterials 316*: Applied Surface Science, 2013, Vol. 285.
12. **Al-Hamarneh, Ibrahim, et. al.** *Hydrophilic property of 316L stainless steel after treatment by atmospheric pressure corona streamer plasma using surface-sensitive analyses*, Applied Surface Science, 2012, Vol. 259.

13. **James Kelly and Michigan Rochester**, Stainless Steels, Myer Kutz. *Handbook of materials selection*, New York : John Wiley & Sons, 2002.
14. **ABAL**, Fundamentos e Aplicações do Alumínio

ftp://ftp.demec.ufpr.br/disciplinas/EngMec_NOTURNO/TM343/09_1fundamentos-Alum%EDnio.pdf. (consultado em Outubro de 2013).
15. **Vanarsdall, Thomas M. Graber and Robert L.**, *Orthodontics: Current Principles and Techniques*. 3^a, Mosby, 2000.
16. **Cenfim**, <http://www.iefp.pt/>,

http://elearning.iefp.pt/pluginfile.php/48531/mod_resource/content/0/UP0051_OPERACOES_BASICAS_DE_TORNEAMENTO.pdf. (Consultado em Setembro de 2013).
17. **Andrade, Natalino**, *Aplicação de Maquinagem em aplicações Biomédicas*, Instituto Politécnico de Bragança, <http://pt.scribd.com/doc/26721714/maquinagem> (consultado em Abril de 2013).
18. **Sherwin Shang, et al.** Selecting materials for medical products, Myer Kutz, *Handbook of materials selection*, New York : John Wiley & Sons, 2002.
19. **Yin Shih-An and Chi Chieh-Tsung**, *Speed Measurement of a General DC Brushed Motor Based on Sensorless Method*. s.l. : IPEC, 2012.
20. <http://www.electrical4u.com/types-of-dc-motor-separately-excited-shunt-series-compound-dc-motor/>. *Online Electrical Engineering Study Site*. (Consultado em Outubro de 2013)
21. **Gieras, J.F.**, *Advancements in Electric Machines (Power Systems)*, s.l. : Springer, 2010.
22. **Precision Microdrives Limited**, Product Data Sheet Uni Vibe, 24mm Vibration motor-31mm Type Model:325-100. London: s.n., 2013.
23. Reynolds, Douglas D., *Engineering Principles of Mechanical Vibration*, 3rd edition
24. **Chen, Yangyi**, *Vibration Motor*. 2013.
25. **Bales et al.**, *Multifilar Flexible Rotary Shaft and Medical Instruments Incorporating the same*. 6761717B2 United States, (Consultado em Julho de 2004).
26. *SS white technology*. <http://www.sswt.com/flexible-shaft.htm>. (consultado em Março de 2013)

27. **Mansfield, Neil J.**, *Human response to vibration*. s.l. : CRC Press, 2005.
28. **Peterson, Anthony; Brammer, J. and Donald, R.**, Chapter 10: Vibration, Mechanical Shock and Impact, Myer Kutz. *Standard handbook of Biomedical Engineering & Design*, McGRAW-HILL, 2003.
29. **Szymanska, Jolanta**, *Dentist's Hand Symptoms and High-Frequency Vibration*, s.l.: Ann Agric Environ Med, 2001.
30. **Sorainen, Esko and Ryttonen, Esko**, *Vibration of Dental Handpieces*, 2001.
31. **Akesson, I. et al.**, *Neuropathy in female dental personnel exposed to high frequency vibrations*, s.l.: Occupational and Environmental Medicine, 1995.
32. **Jornal Oficial das Comunidades Europeias**, Diretiva 98/37/CE do Parlamento Europeu e do Conselho de 22 de junho de 1998.
33. **Jornal Oficial das Comunidades Europeias**, Diretiva 2002/44/CE do Parlamento Europeu e do Conselho de 25 de junho de 2002.
34. **Huang, Haw-Ming et al.**, *Natural Frequency Analysis of Periodontal Conditions in Human Anterior Teeth*, Biomedical Engineering Society, 2001, Vol. 29.
35. **Kojima, Hisao Fukui and Yukio**, *Calculation of Natural Frequencies of Teeth Supported with Periodontal Ligament*, Dental Materials Journal, 2006, Vol. 26.
36. **Bonjar, Shahidi and Hashem, Amir**, *Syringue micro vibrator (SMV) a new device being introduced in dentistry to alleviate pain and anxiety of intraoral injections, and a comparative study with a similar device*. Annals surgical innovation research, 2011.
37. **Sharifahmadian, O. et al.**, *Relationship between surface properties and bacterial behavior of wire arc spray copper coatings*, Surfave & coatings technology, 2013.
38. **Oliveira, Rosário**, *Sebenta de Fenómenos Interfaciais*, 2001.
39. **Hosseinalipour, S.M. et al.**, *Characterization of sol-gel coated 316L stainless steel for biomedical applications*. s.l. : Organic Coatings, 2010.
40. **American Dental Association**, *Sterilization and Desinfection of Dental Instruments*. (consultado em Março de 2013)
41. **Aksoy, Alev et al.**, *Sterilization and disinfection in orthodontics. Principles in Contemporary Orthodontics*. 2011.
42. **Llwelllyn, D T.**, *engineering steels. steels: metallurgy and applications*, Oxford: Butterworth-Heinemann, 1992.

43. **Pillar, Robert M.** Chapter 1: Metals, Alloys and Ceramics, Andreas F. von Recuum. *Handbook of Biomaterials Evaluation - Scientific, Technical and Clinical Testing of Implant Materials*. Taylor & Francis : s.n., 1998.
44. **Soares, Pinto.** *Aços, Características e tratamentos*. Porto: s.n., 1992.
45. **Puga, Hélder,** *Tecnologias de Maquinagem e Conformação* apontamentos 2013.
46. **Anjos, Jorge,** *Torneamento - Recartilhados, raios, etc*, Pontifica Universidade Católica de Goiás, pt.scribd.com/doc/164910663/2012-2-Aula-11-Torneamento-introducao (consultado em Outubro de 2013)
47. Project I - Position control of a DC motor
<ftp://ftp.dei.polimi.it/outgoing/Massimo.Ghioni/Power%20Electronics%20/Motor%20control/DC/DC%20Motor%20Fundamentals.pdf> (Consultado em Outubro de 2013).

Outras referências

- Griffin MJ: Handbook of Human Vibration. Academic Press, London 1990.
- <http://pt.aliexpress.com/item/DC-6V-9000RPM-Output-Speed0-06A-Micro-Vibration-Motor/607077048.html> (especificações do motor DC)(Consultado em Outubro de 2013)
- **Limited Precision Microdrives,** Vibration Motor - Product Data Sheet. – 2011.
- **Finley,William R. et al.,** An analytical Approach to Solving Motor Vibration Problems [Jornal]: IEEE, 1999.
- **Adeline, Lukar Herlino et al.,** Comparative Study of Current Control Strategy for Dc Motors IEEE Langkawi Malaysia 2013.
- **Kutz, Myer,** Handbook of Materials Selection John Wiley & Sons, Inc New York 2002
- **Noiles et al.,** *Surgical Stapler Apparatus with Flexible Shaft*. United State, 25 de setembro de 1984.
- **Walter, O. Dow et al.,** Machining of stainless steel and heat-resisting alloys. Taylor Lyman. *Metals handbook*, United States of America : American society for metals, 1967.
- SKF universal joints catalog. SKF, 2008, <http://www.skf.com/files/894637.pdf> (Consultado em Março de 2013).
- **Finley, William R. et al.,** *An analytical Approach to Solving Motor Vibration Problems*, IEEE, 1999.

APÊNDICES

Apêndice I – Questionário aplicado na avaliação do boticão vibratório

Apêndice II – Questionário aplicado na avaliação da alavanca vibratória (Dra. Cátia Pombo)

Apêndice III – Questionário aplicado na avaliação da alavanca vibratória

Apêndice IV – Desenhos técnicos (suporte digital da dissertação)

Questionário para avaliação do primeiro protótipo

Este questionário destina-se à avaliação do protótipo desenvolvido. É a partir das repostas obtidas que se desenvolverá o trabalho futuro. O preenchimento do mesmo é feito através da seleção de um item com uma cruz (X), exceto a última questão.

Nome do médico dentista: _____

Idade: _____

Anos de experiência: _____

Mão dominante na utilização do protótipo:

☐

Esquerda

☐

Direita

1 - ESTRUTURALMENTE

A construção do protótipo foi efetuada com base em componentes já adquiridos, como o caso do motor, mas privilegiando uma construção e utilização simples.

1 a) Relativamente ao comprimento do braço do protótipo, que contém o motor, considera:

Muito comprido

☐

Comprido

☐

Razoável

☐

Curto

☐

Muito Curto

☐

1 b) Relativamente à largura do braço do protótipo, que contém o motor, considera:

Muito largo

☐

Largo

☐

Razoável

☐

Estreito

☐

Muito Estreito

☐

2- ERGONOMICAMENTE

Na avaliação ergonómica pretende-se saber se as características do protótipo favorecem ou não o manuseamento e utilização do mesmo.

2 a) Sendo o peso um dos fatores preponderantes na maior ou menor facilidade de manuseamento, avalia o protótipo em:

Muito pesado

☐

Pesado

☐

Razoável

☐

Leve

☐

Muito Leve

☐

2 b) Com a colocação da fonte de vibração, como avalia a função abrir/fechar:

Muito difícil

☐

Difícil

☐

Razoável

☐

Fácil

☐

Muito Fácil

☐

2 c) O volume do braço onde está incorporado o motor DC influencia o manuseamento do protótipo:

☐ Sim

☐ Não

2 d) A superfície lisa do braço do protótipo, que contém o motor, condiciona o seu manuseamento:

☐ Sim

☐ Não

3 - FUNCIONALMENTE

A fonte de vibração do protótipo corresponde ao motor DC que se encontra colocado no braço direito do mesmo. O funcionamento do motor reside na aplicação de uma tensão através de um Digital lab que está ligado à corrente.

3 a) Aplicada uma tensão, a vibração é transmitida desde o braço do protótipo até à ponta ativa?

☐ Sim

☐ Não

Se sim, continue a responder às seguintes questões. Caso a resposta seja não, pode passar para as questões da área 4.

3 b) Com o aumento da tensão aplicada, a vibração na ponta ativa aumenta?

Não

☐

Quase nada

☐

Alguma

☐

Bastante

☐

Muito

☐

3 c) Para uma determinada tensão aplicada, a vibração na mão dominante é sentida com que intensidade:

Nada	Quase nada	Alguma	Bastante	Muito
<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>

3 d) Com o aumento da tensão aplicada, a vibração sentida na mão dominante:

Não aumenta	Aumenta pouco	Aumenta	Aumenta bastante	Aumenta muito
<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>

3 e) A vibração aplicada no dente a extrair é sentida nos dentes adjacentes?

☐ Sim
☐ Não

3 f) Se sim, com que intensidade?

Quase nada	Pouco	Razoável	Muito	Demasiado
<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>

3 g) Dada a existência de dentes adjacentes, a colocação do instrumento apenas pode ser feita numa única posição?

☐ Sim
☐ Não

3 h) Se sim, espera que a vibração seja eficaz para a extração?

☐ Sim
☐ Não

3 i) Ao testar o protótipo no maxilar de uma cabeça de porco, a utilização do protótipo, depois da separação dos tecidos moles, é eficaz na extração de um dente:

☐ Sim
☐ Não

4- GERAL

Durante a elaboração dos desenhos técnicos e a construção do protótipo, estes foram sofrendo alterações evolutivas de modo a tornar o instrumento mais funcional e simultaneamente mais simples.

4 a) Considera o protótipo um instrumento prático?

- ☐ Sim
☐ Não

4 b) Considera ser um instrumento de fácil adaptação por parte do utilizador?

- ☐ Sim
☐ Não

4 c) Em termos de esterilização, como classifica o instrumento:

- | | |
|-----------------------|-----------------------|
| Fácil esterilização | Difícil esterilização |
| <input type="radio"/> | <input type="radio"/> |

4 d) Sendo a segurança um fator muito importante, quer para o paciente quer para o médico dentista, considera o instrumento seguro?

- ☐ Sim
☐ Não

4 e) Comparativamente com os instrumentos atualmente utilizados na extração dentária, considera o instrumento uma mais-valia para o processo de extração?

- ☐ Sim
☐ Não

4 f) Se sim, em que aspetos? (Aqui pode seleccionar mais do que um item)

- | | | | | |
|---------------------------|----------------------------|-----------------------|----------------------------|---|
| Utilização da
vibração | Extração menos
dolorosa | Economicamente | Baixo nível de
esforços | Futuramente um
instrumento
multifuncional |
| <input type="radio"/> | <input type="radio"/> | <input type="radio"/> | <input type="radio"/> | <input type="radio"/> |

Questionário para avaliação do segundo protótipo: alavanca com vibração

Este questionário destina-se à avaliação do segundo protótipo desenvolvido. É a partir das repostas obtidas que se desenvolverá o trabalho futuro. O preenchimento do mesmo é feito através da seleção de um item com uma cruz (X), exceto a questão 4 f).

Nome do participante: _____

Idade: _____

Mão dominante na utilização do protótipo:

- ☐ Esquerda
☐ Direita

1 - ESTRUTURALMENTE

A construção deste segundo protótipo foi executada com base em componentes já adquiridos, como o caso do cabo e do motor elétrico, mantendo o princípio de vibração do primeiro protótipo e privilegiando mais uma vez a construção e utilização simples.

1 a) Relativamente ao comprimento do cabo do protótipo, que contém o motor, considera:

- | | | | | |
|-----------------------|-----------------------|-----------------------|-----------------------|-----------------------|
| Muito comprido | Comprido | Razoável | Curto | Muito Curto |
| <input type="radio"/> | <input type="radio"/> | <input type="radio"/> | <input type="radio"/> | <input type="radio"/> |

1 b) Relativamente à largura do cabo do protótipo, que contém o motor, considera:

- | | | | | |
|-----------------------|-----------------------|-----------------------|-----------------------|-----------------------|
| Muito largo | Largo | Razoável | Estreito | Muito Estreito |
| <input type="radio"/> | <input type="radio"/> | <input type="radio"/> | <input type="radio"/> | <input type="radio"/> |

2- ERGONOMICAMENTE

Na avaliação ergonómica pretende-se saber se as características do protótipo favorecem ou não o manuseamento e utilização do mesmo.

2 a) Sendo o peso um dos fatores preponderantes na maior ou menor facilidade de manuseamento, avalia o protótipo em:

- | | | | | |
|-----------------------|-----------------------|-----------------------|-----------------------|-----------------------|
| Muito pesado | Pesado | Razoável | Leve | Muito Leve |
| <input type="radio"/> | <input type="radio"/> | <input type="radio"/> | <input type="radio"/> | <input type="radio"/> |

2 b) Com a colocação da fonte de vibração, como avalia a execução dos movimentos associados à utilização da alavanca (durante a luxação):

- | | | | | |
|-----------------------|-----------------------|-----------------------|-----------------------|-----------------------|
| Muito difícil | Difícil | Razoável | Fácil | Muito Fácil |
| <input type="radio"/> | <input type="radio"/> | <input type="radio"/> | <input type="radio"/> | <input type="radio"/> |

2 c) O volume do cabo onde está incorporado o motor DC influencia o manuseamento do protótipo:

- ☐ Sim
☐ Não

2 d) A superfície lisa do braço do protótipo, que contém o motor, condiciona o seu manuseamento:

- ☐ Sim
☐ Não

3 - FUNCIONALMENTE

A fonte de vibração do protótipo corresponde ao motor DC que se encontra colocado no cabo do mesmo. O funcionamento do motor reside na aplicação de uma tensão através de um Digital lab que está ligado à corrente.

3 a) Aplicada uma tensão, a vibração é transmitida desde o cabo do protótipo até à ponta ativa?

- ☐ Sim
☐ Não

Se sim, continue a responder às seguintes questões. Caso a resposta seja não, pode passar para as questões da área 4.

3 b) Com o aumento da tensão aplicada, a vibração na ponta ativa aumenta?

- | | | | | |
|-----------------------|-----------------------|-----------------------|-----------------------|-----------------------|
| Não | Quase nada | Alguma | Bastante | Muito |
| <input type="radio"/> | <input type="radio"/> | <input type="radio"/> | <input type="radio"/> | <input type="radio"/> |

3 c) Para uma determinada tensão aplicada, a vibração na mão dominante é sentida com que intensidade:

- | | | | | |
|-----------------------|-----------------------|-----------------------|-----------------------|-----------------------|
| Nada | Quase nada | Alguma | Bastante | Muito |
| <input type="radio"/> | <input type="radio"/> | <input type="radio"/> | <input type="radio"/> | <input type="radio"/> |

3 d) Com o aumento da tensão aplicada, a vibração sentida na mão dominante:

- | | | | | |
|-----------------------|-----------------------|-----------------------|-----------------------|-----------------------|
| Não aumenta | Aumenta pouco | Aumenta | Aumenta bastante | Aumenta muito |
| <input type="radio"/> | <input type="radio"/> | <input type="radio"/> | <input type="radio"/> | <input type="radio"/> |

3 e) A vibração aplicada no dente a luxar é sentida nos dentes adjacentes?

- ☐ Sim
☐ Não

3 f) Se sim, com que intensidade?

- | | | | | |
|-----------------------|-----------------------|-----------------------|-----------------------|-----------------------|
| Quase nada | Pouco | Razoável | Muito | Demasiado |
| <input type="radio"/> | <input type="radio"/> | <input type="radio"/> | <input type="radio"/> | <input type="radio"/> |

3 g) Espera que a vibração venha a auxiliar a luxação e, assim, tornar menos doloroso e moroso o processo de luxação?

- ☐ Sim
☐ Não

3 h) Se sim, pode concluir-se então que a luxação com vibração causa menor dano nos dentes adjacentes do que a luxação convencional onde são exercidas forças pelo médico dentista?

- ☐ Sim
☐ Não

3 i) Ao testar o protótipo no maxilar de uma cabeça de porco, considera a utilização do protótipo, depois da separação dos tecidos moles, eficaz na luxação de um dente:

- ☐ Sim
☐ Não

4- GERAL

A luxação é a etapa do processo de extração dentária considerada como a mais difícil e mais crucial. Neste sentido este protótipo: alavanca com vibração foi construída com base nas alavancas atualmente existentes ao qual foi implementada uma vibração, pois pretende-se um instrumento que acrescente valor ao já existente, de modo a facilitar o processo de aceitação por parte do utilizador.

4 a) Considera o protótipo um instrumento prático?

- ☐ Sim
☐ Não

4 b) Considera ser um instrumento de fácil adaptação por parte do utilizador?

- ☐ Sim
☐ Não

4 c) Em termos de esterilização, como classifica o instrumento:

- | | |
|-----------------------|-----------------------|
| Fácil esterilização | Difícil esterilização |
| <input type="radio"/> | <input type="radio"/> |

4 d) Sendo a segurança um fator muito importante, quer para o paciente quer para o médico dentista, considera o instrumento seguro?

- ☐ Sim
☐ Não

4 e) Comparativamente com os instrumentos atualmente utilizados na extração dentária, considera o instrumento uma mais-valia para o processo de extração?

- ☐ Sim
☐ Não

4 f) Se sim, em que aspetos? (Aqui pode seleccionar mais do que um item).

- | | | | |
|---------------------------|---------------------------|-----------------------|----------------------------|
| Utilização da
vibração | Luxação menos
dolorosa | Economicamente | Baixo nível de
esforços |
| <input type="radio"/> | <input type="radio"/> | <input type="radio"/> | <input type="radio"/> |

4 g) Preve-se que a utilização dos dois protótipos: alavanca vibratória e bocal vibratório melhorem o processo de extração dentária?

- ☐ Sim
☐ Não

4 h) Sob o ponto de vista de construção, como considera os dois protótipos construídos comparativamente com a solução conceptual inicialmente considerada?

- | | | |
|-----------------------|-----------------------|-----------------------|
| Mais simples | Igual | Mais complexa |
| <input type="radio"/> | <input type="radio"/> | <input type="radio"/> |

4i) E sob o ponto de vista de adaptação e aquisição por parte do dentista?

- ☐ Os protótipos são de mais fácil adaptação e aquisição
☐ A solução conceptual é mais fácil de ser adquirida pelo dentista porque seria uma novidade
☐ A aquisição e a adaptação quer dos protótipos quer da solução dependem de cada dentista

Questionário para avaliação do segundo protótipo: alavanca vibratória

Este questionário destina-se à avaliação do segundo protótipo desenvolvido. É a partir das repostas obtidas que se desenvolverá o trabalho futuro. O preenchimento do mesmo é feito através da seleção de um item com uma cruz (X), exceto a questão 4 f).

Nome do participante: _____

Idade: _____

Mão dominante na utilização do protótipo:

- ☐ Esquerda
☐ Direita

1 - ESTRUTURALMENTE

A construção do protótipo foi efetuada com base em componentes já adquiridos, como o caso do cabo e do motor elétrico, mantendo o princípio de vibração do primeiro protótipo e privilegiando mais uma vez a construção e utilização simples.

1 a) Relativamente ao comprimento do cabo do protótipo, que contém o motor, considera:

- | | | | | |
|-----------------------|-----------------------|-----------------------|-----------------------|-----------------------|
| Muito comprido | Comprido | Razoável | Curto | Muito Curto |
| <input type="radio"/> | <input type="radio"/> | <input type="radio"/> | <input type="radio"/> | <input type="radio"/> |

1 b) Relativamente à largura do cabo do protótipo, que contém o motor, considera:

- | | | | | |
|-----------------------|-----------------------|-----------------------|-----------------------|-----------------------|
| Muito largo | Largo | Razoável | Estreito | Muito Estreito |
| <input type="radio"/> | <input type="radio"/> | <input type="radio"/> | <input type="radio"/> | <input type="radio"/> |

2- ERGONOMICAMENTE

Na avaliação ergonómica pretende-se saber se as características do protótipo favorecem ou não o manuseamento e utilização do mesmo.

2 a) Sendo o peso um dos fatores preponderantes na maior ou menor facilidade de manuseamento, avalia o protótipo em:

- | | | | | |
|-----------------------|-----------------------|-----------------------|-----------------------|-----------------------|
| Muito pesado | Pesado | Razoável | Leve | Muito Leve |
| <input type="radio"/> | <input type="radio"/> | <input type="radio"/> | <input type="radio"/> | <input type="radio"/> |

2 b) Com a colocação da fonte de vibração, como avalia a execução dos movimentos associados à utilização da alavanca (durante a luxação):

- | | | | | |
|-----------------------|-----------------------|-----------------------|-----------------------|-----------------------|
| Muito difícil | Difícil | Razoável | Fácil | Muito Fácil |
| <input type="radio"/> | <input type="radio"/> | <input type="radio"/> | <input type="radio"/> | <input type="radio"/> |

2 c) O volume do cabo onde está incorporado o motor DC influencia o manuseamento do protótipo:

- ☐ Sim
☐ Não

2 d) A superfície lisa do braço do protótipo, que contém o motor, condiciona o seu manuseamento:

- ☐ Sim
☐ Não

3 - FUNCIONALMENTE

A fonte de vibração do protótipo corresponde ao motor DC que se encontra colocado no cabo do mesmo. O funcionamento do motor reside na aplicação de uma tensão através de um Digital lab que está ligado à corrente.

3 a) Aplicada uma tensão, a vibração é transmitida desde o cabo do protótipo até à ponta ativa?

- ☐ Sim
☐ Não

Se sim, continue a responder às seguintes questões. Caso a resposta seja não, pode passar para as questões da área 4.

3 b) Com o aumento da tensão aplicada, a vibração na ponta ativa aumenta?

- | | | | | |
|-----------------------|-----------------------|-----------------------|-----------------------|-----------------------|
| Não | Quase nada | Alguma | Bastante | Muito |
| <input type="radio"/> | <input type="radio"/> | <input type="radio"/> | <input type="radio"/> | <input type="radio"/> |

3 c) Para uma determinada tensão aplicada, a vibração na mão dominante é sentida com que intensidade:

- | | | | | |
|-----------------------|-----------------------|-----------------------|-----------------------|-----------------------|
| Nada | Quase nada | Alguma | Bastante | Muito |
| <input type="radio"/> | <input type="radio"/> | <input type="radio"/> | <input type="radio"/> | <input type="radio"/> |

3 d) Com o aumento da tensão aplicada, a vibração sentida na mão dominante:

- | | | | | |
|-----------------------|-----------------------|-----------------------|-----------------------|-----------------------|
| Não aumenta | Aumenta pouco | Aumenta | Aumenta bastante | Aumenta muito |
| <input type="radio"/> | <input type="radio"/> | <input type="radio"/> | <input type="radio"/> | <input type="radio"/> |

3 e) A vibração aplicada no dente a luxar é sentida nos dentes adjacentes?

- ☐ Sim
☐ Não

3 f) Se sim, com que intensidade?

- | | | | | |
|-----------------------|-----------------------|-----------------------|-----------------------|-----------------------|
| Quase nada | Pouco | Razoável | Muito | Demasiado |
| <input type="radio"/> | <input type="radio"/> | <input type="radio"/> | <input type="radio"/> | <input type="radio"/> |

3 g) Dada a existência de dentes adjacentes, a colocação do instrumento em volta e entre os dentes, a vibração é transmitida a estes?

- ☐ Sim
☐ Não

3 h) Se sim, espera que a vibração venha a auxiliar a luxação e, assim, tornar menos doloroso e moroso o processo de luxação?

- ☐ Sim
☐ Não

4- GERAL

A luxação é a etapa do processo de extração dentária considerada como a mais difícil e mais crucial. Neste sentido, este protótipo: alavanca com vibração foi construída com base nas alavancas atualmente existentes ao qual foi implementada uma vibração, pois pretende-se um instrumento que acrescente valor ao já existente, de modo a facilitar o processo de aceitação por parte do utilizador.

4 a) Considera o protótipo um instrumento prático?

- ☐ Sim
☐ Não

4 b) Considera ser um instrumento de fácil adaptação por parte do utilizador?

- ☐ Sim
☐ Não

4 c) Em termos de esterilização, como classifica o instrumento:

- | | |
|-----------------------|-----------------------|
| Fácil esterilização | Difícil esterilização |
| <input type="radio"/> | <input type="radio"/> |

4 d) Sendo a segurança um fator muito importante, quer para o paciente quer para o médico dentista, considera o instrumento seguro?

- ☐ Sim
☐ Não

4 e) Comparativamente com os instrumentos atualmente utilizados na extração dentária, considera o instrumento uma mais-valia para o processo de extração?

- ☐ Sim
☐ Não

4 f) Se sim, em que aspetos? (Aqui pode seleccionar mais do que um item).

- | | | | |
|---------------------------|---------------------------|-----------------------|----------------------------|
| Utilização da
vibração | Luxação menos
dolorosa | Economicamente | Baixo nível de
esforços |
| <input type="radio"/> | <input type="radio"/> | <input type="radio"/> | <input type="radio"/> |

4 g) Preve-se que a utilização dos dois protótipos: alavanca vibratória e boticão vibratório melhorem o processo de extração dentária?

- ☐ Sim
☐ Não

4 h) Sob o ponto de vista de construção, como considera os dois protótipos construídos comparativamente com a solução conceptual inicialmente considerada?

- | | | |
|-----------------------|-----------------------|-----------------------|
| Mais simples | Igual | Mais complexa |
| <input type="radio"/> | <input type="radio"/> | <input type="radio"/> |

4 i) E sob o ponto de vista de adaptação e aquisição por parte do dentista?

- ☐ Os protótipos são de mais fácil adaptação e aquisição
☐ A solução conceptual é mais fácil de ser adquirida pelo dentista porque seria uma novidade
☐ A aquisição e a adaptação quer dos protótipos quer da solução dependem de cada dentista

ANEXOS

Anexo I – Estudo dos materiais: aços inoxidáveis AISI e aço inoxidável AISI 316L

Anexo II – Processos de Maquinagem

Anexo III – Cálculos teóricos relativos ao motor utilizado nos protótipos

Estudo relativo ao funcionamento do motor

Anexo IV – Veios Flexíveis

Anexo V – Diretivas 98/37/CE e 2002/44/CE (suporte digital da dissertação)

ANEXO I - Estudo dos materiais: aços inoxidáveis AISI e aço inoxidável AISI 316L

Neste anexo encontra-se um estudo mais detalhado sobre os aços inoxidáveis AISI para que melhor se entenda a diferença entre os diferentes tipos, mas também para que se perceba a razão do aço inoxidável 316L ser o melhor.

Os aços inoxidáveis AISI

Os aços inoxidáveis são muito variados e complexos em termos de composição, microestrutura e propriedades mecânicas [8]. De acordo com a composição são considerados aços inoxidáveis com Cr, Cr-Ni, Crómio-Níquel-Molibdénio (Cr-Ni-Mo) e com ligas especiais. Segundo a estrutura, existem quatro tipos de aço inoxidáveis AISI: ferríticos (430 e 446), martensíticos (410, 440A e 440 C), austeníticos (301, 304, 304L, 316, 316L, 321 e 347) e endurecidos por precipitação (17-4EP).

Os aços inoxidáveis ferríticos possuem uma estrutura ferrítica (CCC, do tipo ferro α) e são essencialmente ligas de Fe-Cr, contendo cerca de 12-30% de Cr. Todavia, são desprovidos de Ni, o que os torna mais baratos. De uma forma geral são usados na construção face à sua resistência à corrosão e ao calor. Os martensíticos são, também, ligas Fe-Cr (12-17% Cr) e com 0.15-1% de carbono, o que já é suficiente para desenvolver uma estrutura martensítica por tratamento térmico de austenização e têmpera. A resistência destes aços é inferior quando comparada com os ferríticos e os austeníticos. Todavia, a composição deste tipo de aço é ajustável para otimizar a resistência mecânica e a dureza. Os aços inoxidáveis austeníticos consistem em ligas ternárias constituídas essencialmente por Fe-Cr-Ni, contendo cerca de 16 a 25% Cr e 7 a 20% Ni. Os aços inoxidáveis austeníticos são normalmente fornecidos no seu estado hipertemperado pelo que são aquecidos a 1050-1150°C de modo a obter-se a sua austenização. Posteriormente, são arrefecidos obtendo-se uma estrutura austenítica à temperatura ambiente. A designação “estrutura austenítica” deve-se ao facto da estrutura permanecer austenítica (Cúbica de Faces Centradas (CFC), tipo ferro- γ) às temperaturas normais dos tratamentos térmicos. A elevada capacidade de deformação deve-se precisamente a essa estrutura cristalina CFC, conferida em parte pela presença do Ni que detém também esta estrutura. Este tipo de aços apresenta melhor resistência à corrosão do que os ferríticos e os martensíticos, pois o carbono encontra-se em solução sólida quando há um rápido arrefecimento a partir de temperaturas elevadas. Contudo, se este aço for aquecido a uma temperatura superior a 450°C forma-se um Carboneto de Crómio que se precipita de preferência nas zonas do contorno do grão, tornando-o susceptível à corrosão intragranular e diminuindo a resistência à

corrosão [8]. O baixo teor em Carbono (C) tem “virtualmente” eliminado o risco de corrosão intragranular nos aços austeníticos instáveis.

A estabilidade e a taxa de encruamento nos aços austeníticos estão relacionadas com a composição. Os aços inoxidáveis austeníticos apresentam elevadas taxas de encruamento, o que leva a uma maquinagem pobre. Atualmente, a maquinagem tem vindo a ser exarcebada pelo uso de técnicas modernas de produção de aço, como é o caso do tratamento de decarbonização argon-oxigénio por arco elétrico (arc-AOD sigla inglesa) [42], o que produz baixos níveis de Enxofre (S) (geralmente inferior a 0.01%).

O aço inoxidável 301 apresenta uma taxa de encruamento maior do que o 304. Por outro lado, o 316 e 317 têm maior resistência à corrosão, em ambientes de Cloro (Cl), do que o 304 e o 434 [8]. Os aços austeníticos não são propensos a fissuras a frio, normalmente encontradas nos aços martensíticos, e nem requerem de pré-aquecimento nem de tratamento térmico após o processo de soldadura.

A resistência à tração destes aços está geralmente compreendida entre 50-75 kg/mm², ao mesmo tempo que o módulo de elasticidade é relativamente baixo, a ductilidade é elevada e a resistência aos choques é boa.

O aço inoxidável AISI 316L

Na tabela 3 encontra-se representada a composição química do aço inoxidável AISI 316L.

Tabela 3 - Composição química em % do aço inoxidável AISI 316L [7, 43]

Aço inoxidável AISI 316L		C	Mn	Si	P	S	Cr	Mo	Ni	N
	Min	-	-	-	-	-	16.0	2.00	10.0	-
	Max	0.03	2.0	0.75	0.045	0.03	18.0	3.00	14.0	0.10

Pelo que se pode evidenciar na tabela 3, mas também pela designação deste aço, a sua constituição assenta principalmente no Cr, Mo e Ni. Tal como em todos os outros aços inoxidáveis, existe uma quantidade mínima de Cr (12%) necessária para formar um filme passivo estável de Óxido de Crómio, que é impermeável e insolúvel nos meios corrosivos usuais [15]. O Mo influencia o processo de precipitação de carbonetos através da diminuição da solubilidade do carbono na austenite. Assim, um teor elevado (acima de 3%) provoca o aparecimento de um carboneto. Por outro lado, os seus 2% contribuem para uma melhor soldabilidade. A existência

do Ni promove uma mudança na estrutura do material, o que melhora características como a ductilidade (o que é bom se se efetuar estampagem), a resistência mecânica a quente e a soldabilidade (ótimo em termos de fabricação). De uma forma geral, o Ni melhora a resistência à corrosão, pois favorece a formação da película de Óxido de Crómio e confere-lhe mais estabilidade [44]. O Manganésio (Mn) favorece a formação da estrutura austenítica, embora não seja tão resistente à ação dos agentes químicos como o Ni. O S facilita o trabalho de maquinagem em tornos automáticos [15]. Por sua vez, o Azoto (N) confere aumento da resistência mecânica. Um teor de 0.18% (teor máximo normalmente usado) promove um aumento de 50% no limite de elasticidade à temperatura ambiente. O Silício (Si) melhora a resistência à oxidação a altas temperaturas.

O tamanho do grão ASTM adequado é de ≤ 5 . Este aço é trabalhado a frio com uma deformação de 30% de modo a atingir melhores propriedades de resistência à tração, à rutura e à fadiga, comparativamente com o seu estado recozido.

Nas tabelas 4 e 5 estão representadas as propriedades mecânicas e físicas do aço inoxidável AISI 316L.

Tabela 4 - Propriedades mecânicas do aço inoxidável AISI 316L [43]

Aço inoxidável AISI 316 L	Resistência à tração (MPa) min	Tensão de cedência 0.2% Proof (MPa) min	Deformação (% in 50mm) min	Dureza	
				Rockwell B (HR B) max	Brinell (HB) max
	485	170-205	40-68	95	217

Tabela 5 – Propriedades do aço inoxidável AISI 316L [43]

Aço inoxidável AISI 316 L	Massa	Módulo	Média do coeficiente de			Condutividade		Calor	Resistividade
	Específica	de Young	expansão térmica (µm/m/°C)			Térmica		Específico	Elétrica
	(kg/m³)	(GPa)				(W/m.K)		0-100°C	(nΩ.m)
				0-100°C	0-315°C	0-538°C	At	At	(J/kg.K)
						100°C	500°C		
	8000	190-200	15.9	16.2	17.5	16.3	21.5	500	740

ANEXO II – Processos de Maquinagem

Este trabalho não tinha como objeto de estudo os processos de maquinagem. Todavia, foi efetuado um breve estudo sobre os processos de maquinagem utilizados na construção dos protótipos para que haja um melhor entendimento do que é descrito aquando a construção dos mesmos.

Processos de maquinagem

O torneamento é uma operação especialmente adaptada à preparação de peças com a forma de sólidos de revolução [16]. A designação de torneamento provém da utilização de máquinas-ferramentas designadas torno, no qual a peça se encontra em rotação contra a ferramenta de corte [16]. O torneamento é, portanto, uma operação de corte com levantamento de aparas. Os movimentos de avanço e de corte ocorrem simultaneamente, do qual resulta um movimento relativo helicoidal, onde a ferramenta arranca uma apana contínua. Na figura 61 está representado um esquema do torneamento.

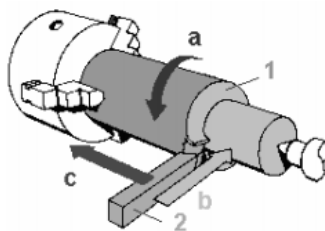


Figura 61 - Torneamento de uma peça cilíndrica. a: movimento de rotação, b: movimento de penetração, c: movimento de avanço, 1: peça e 2: ferro de corte [16].

O facejamento é utilizado para tornar a superfície mais suave e uniforme. Esta operação é considerada contínua face ao movimento simultâneo de avanço e de corte. O avanço realiza-se perpendicularmente ao eixo principal da peça (figura 62).

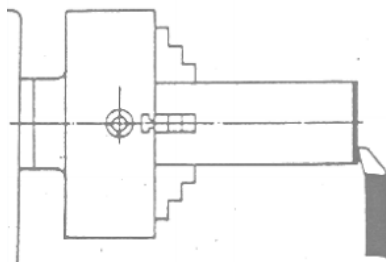


Figura 62 - Representação em pormenor da operação de facejamento [16].

A furação é um método básico muito utilizado na maquinagem para efetuar, alargar ou acabar um furo numa peça, com a utilização de um engenho de furar (figura 63). A ferramenta utilizada para fazer o furo chama-se broca.



Figura 63 – Engenho de furar utilizado na furação [45].

A recartilhagem é um processo sem arranque de aparta, normalmente executado no torno, que tem como objetivo aumentar a rugosidade da superfície, de modo a melhorar o manuseamento de determinada peça [46]. Esta rugosidade é conferida pela produção de sulcos, paralelos ou cruzados, com uma ferramenta designada recartilha sobre um material em movimento e comprimido pelos roletes, ou seja, sob pressão. A figura 64 representa em pormenor a recartilhagem no torno.

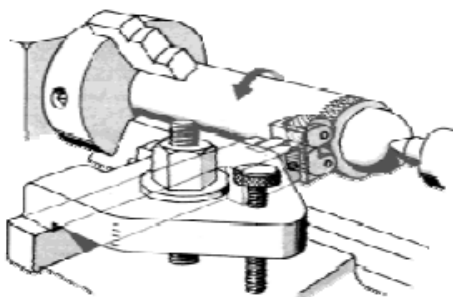


Figura 64 - Ilustração representativa do processo de recartilhagem no torno [46].

A velocidade da peça a ser recartilhada deve ser lenta e o avanço da recartilha deve ser igual ao passo. De acordo com a rugosidade pretendida existem diferentes tipos de recartilha, bem como diferentes tipos de malha para o mesmo tipo de recartilha. Na figura 65 estão representados os tipos de sulcos possíveis: sulco paralelo, sulco helicoidal ou sulco cruzado.

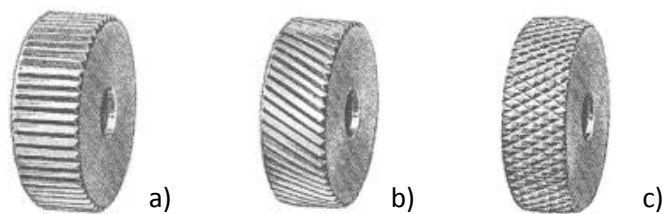


Figura 65 - Diferentes tipos de recartilha. a) recartilha de sulcos paralelos, b) recartilha de sulcos helicoidais e c) recartilha de sulcos cruzados (adaptada de [46]).

Por sua vez, na figura 66 encontram-se representadas diferentes tipos de malhas para um recartilhado cruzado.

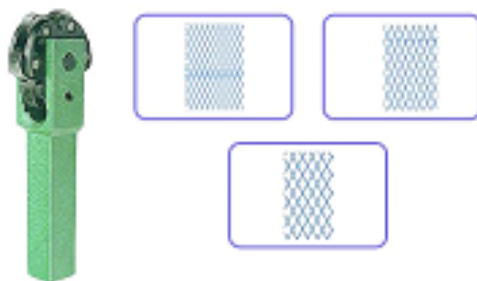


Figura 66 - Diferentes tipos de malha para o mesmo tipo de sulco [46].

ANEXO III - Cálculos relativos ao motor utilizado nos protótipos

- Estudo relativo ao funcionamento do motor

Cálculo da frequência

Sabendo que $N=6000$ rpm e

$$\omega = 2\pi f$$

$$\omega = \frac{2\pi N}{60}$$

$$\text{Então, } \frac{2\pi N}{60} = 2\pi f \leftrightarrow f = \frac{N}{60} = \frac{6000}{60} = 100 \text{ Hz}$$

$$\omega = 2\pi f = 2\pi \cdot 100 = 628.32 \text{ rad/s}$$

Cálculo da Força centrípeta exercida

$$F = m\omega^2 r$$

Por não ser possível pesar o excêntrico, o cálculo da massa foi efetuado através da massa volúmica. Por sua vez, o volume foi calculado através da medição das dimensões do excêntrico.

O excêntrico tem a forma de um cilindro, portanto o cálculo do volume é dado por:

$$v = \pi r^2 h$$

$$h = 5\text{mm} \text{ e } r = 5\text{mm} \text{ (raio do excêntrico)}$$

NOTA: O excêntrico não é perfeitamente uniforme, pois o diâmetro na base é de 10 mm enquanto no topo é próximo de 10 mm. Assim, para os cálculos será considerado um diâmetro de 10 mm.

$$v = \pi r^2 h = \pi \cdot 5^2 \cdot 5 = 125 \text{ mm}^3 = 0.125 \text{ cm}^3$$

Sabendo que a massa volúmica (ρ) do alumínio (material de que é feito o excêntrico) é de 2.70 g/cm³

Então,

$$\rho = \frac{m}{v} \leftrightarrow m = \rho \cdot v = 2.7 \cdot 0.125 = 0.338(3 \text{ c. d.})g$$

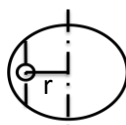


Figura 67 - Representação esquemática da excêntridade.

Assim,

$$r = 3 \text{ mm} \text{ (excentricidade - dimensão obtida da medição manual com um paquímetro)}$$

Outros dados necessários: diâmetro do veio do motor: 2 mm; Distância da extremidade do excêntrico até ao veio do motor, na horizontal, 1 mm.

$$F = mrw^2 = 0.338 * 10^{-3} \cdot 3 * 10^{-3} \cdot 628.32^2 = 0.4 \text{ N}$$

Princípio de funcionamento do motor DC de íman permanente

O motor é constituído por uma armadura que gira no interior de um campo magnético e que transporta a corrente desde a alimentação, através dos segmentos do comutador e das escovas.

O princípio de funcionamento do motor DC consiste: sempre que um condutor de transporte de corrente (armadura) é colocado no interior de um campo magnético, este é sujeito a uma força mecânica que promove a sua rotação. A direção dessa força é determinada pela regra da mão direita de Fleming.

A diferença de potencial entre o pólo negativo e positivo cria uma força (F) de cada lado da armadura, igual em magnitude mas em direção oposta (figura 68). Uma vez que os dois condutores estão separados por uma distância igual à largura da armadura, as duas forças opostas geram um binário de rotação do qual resulta a rotação do condutor da armadura.

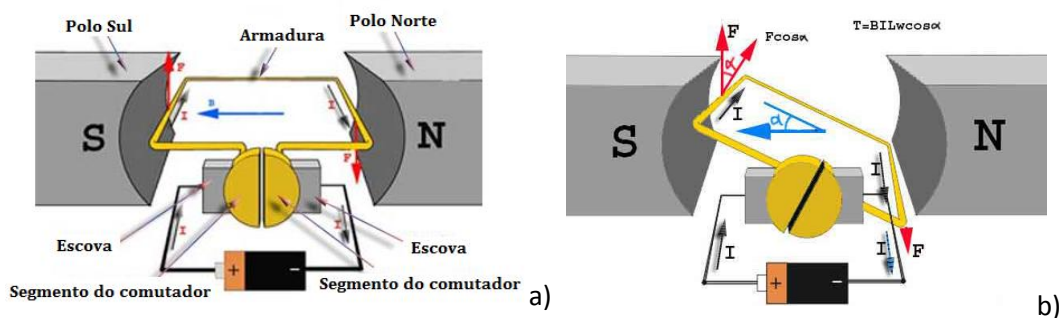


Figura 68 – Representação esquemática do princípio básico do funcionamento do motor DC. a) $\alpha=0$ e b) α variável [20].

A amplitude da força mecânica pode ser calculada através da seguinte equação:

$$F = B \cdot I \cdot L \quad (10)$$

Onde,

F – força mecânica em Newtons (N);

B – força do campo magnético em Tesla (Wb/m²);

I – intensidade de corrente que flui através da armadura, em Amperes (A);

L – comprimento da armadura em metros (m).

As principais características destes motores são a existência de um campo magnético permanente, gerado através da passagem da corrente, e as pequenas dimensões do motor, incluindo o peso, que o tornam um motor bastante fiável.

Circuito equivalente do motor DC de íman permanente

Neste tipo de motor o campo magnético é produzido por um íman permanente e, portanto, não é necessário o esboço da bobine na representação do seu circuito equivalente, como se pode observar na figura 69.

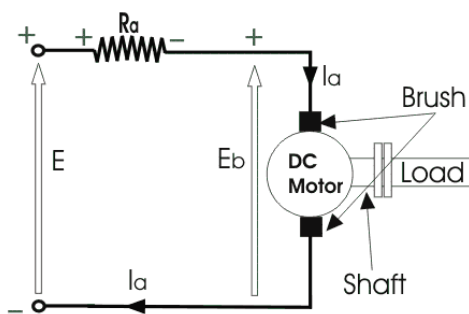


Figura 69 - Diagrama do circuito elétrico representativo do motor DC [20].

Aplicada uma tensão à armadura, esta sofrerá o impacto da resistência da própria armadura e, ainda, da força eletromotriz do motor que a contrariam.

De acordo com a Lei de Kirchhoff onde:

$$U = R \cdot I \quad (11)$$

E com a lei das malhas, a tensão do motor é dada pela seguinte equação:

$$E = E_b + I_a \cdot R_a \quad (12)$$

Onde,

E- tensão aplicada no digital lab⁵ (V);

E_b - força eletromotriz do motor produzida (V);

R_a – resistência da armadura (Ω);

I_a – Corrente que passa na armadura (A).

A equação do binário do motor DC tipo íman permanente

Como já foi explicado anteriormente, o motor DC é uma máquina de rotação e como tal, o binário é o parâmetro mais importante. O binário consiste na medida quantitativa da tendência de uma força causar um movimento de rotação ou para provocar mudança no movimento de rotação. Por outras palavras, consiste no momento de uma força que produz ou altera um movimento de rotação [20]. Para os diferentes tipos de motor DC, o binário também é diferente.

⁵ Digital Lab IDL-800[®], bancadas de trabalho com réguas de montagem (breadboards) onde são montados circuitos.

Na figura 72 está representada em secção transversal da armadura de raio (R) no qual o motor está sob uma força mecânica (F).

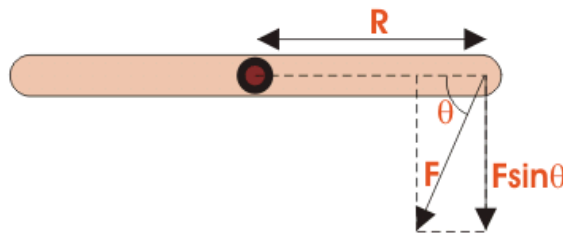


Figura 70 - Esquema representativo da força que causa a rotação [20].

O binário pode ser calculado pela seguinte equação:

$$T = F \cdot R \sin \theta \quad (13)$$

Onde,

T – Binário (N.m);

F – Força mecânica gerada (N);

R – Raio da armadura que vai rodar (m);

θ – Ângulo que a força (F) faz com o vetor R ($^{\circ}$).

Para determinar a equação do binário é necessário ter em conta o circuito equivalente representado anteriormente. Com base na equação 12 e multiplicando todas as parcelas por I_a obtém-se a seguinte equação:

$$EI_a = E_b I_a + I_a^2 \cdot R_a \quad (14)$$

Por sua vez, $I_a^2 \cdot R_a$ corresponde à potência perdida pelo aquecimento da bobine da armadura. A potência mecânica efetiva que é necessária para produzir o binário é dada por:

$$P = U \cdot I \rightarrow P_m = E_b I_a \quad (15)$$

A potência mecânica (P_m) relaciona-se com o binário electromagnético (T_g) da seguinte forma:

$$P_m = T_g \cdot \omega \quad (16)$$

Onde ω corresponde à velocidade angular em rad/s.

Relacionando as equações 15 e 16 obtém-se:

$$E_b I_a = T_g \cdot \omega \leftrightarrow T_g = \frac{E_b I_a}{\omega}$$

E sabendo que,

$$w = \frac{2\pi N}{60} \quad (17)$$

$$E_b = \frac{P\phi ZN}{60A} \quad (18)$$

Onde,

P - número de pólos;

ϕ - fluxo magnético;

Z - número de condutores da armadura;

A - número de caminhos paralelos;

N - velocidade do motor DC (rpm);

Ea - Tensão gerada na armadura (V).

Substituindo as equações 17 e 18 na equação de T_g definida anteriormente,

$$T_g = \frac{P\phi Z I_a}{2\pi A} \quad (19)$$

Conhecido o binário eletromagnético do motor e subtraindo as perdas mecânicas e rotacionais, obtém-se a equação do binário mecânico.

Considerando ainda, $K_a = \frac{PZ}{2\pi A}$ como a constante da armadura, pois P, Z e A são características e dependem da construção do motor, o binário é dado pela seguinte equação:

$$T = K_a \phi I_a \quad (20)$$

Por sua vez, a corrente é determinada pela seguinte fórmula:

$$I_a = \frac{E - E_b}{R_a} \quad (21)$$

Onde,

T - binário (N.m);

ϕ - fluxo magnético;

Ia – Corrente consumida durante o funcionamento com a tensão aplicada (A);

E – Tensão tensão inicial (V);

K_a – constante da armadura (característica do motor);

R_a – Resistência à corrente (Ω).

Em suma, pode dizer-se que o binário é a medida da força rotacional exercida sobre o eixo de rotação do motor e, que este depende do fluxo magnético (φ) e da intensidade da corrente (I_a), que por sua vez depende da tensão aplicada (E).

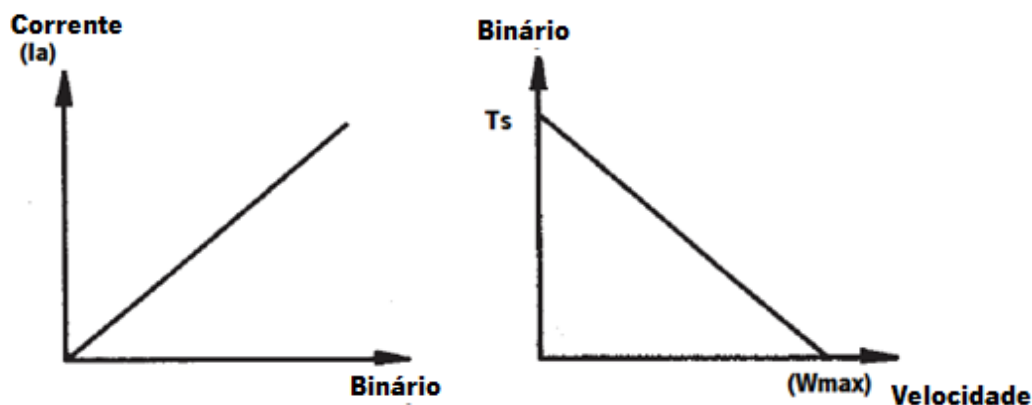


Figura 71 – Curvas Corrente-Binário e Binário-Velocidade características do motor DC de íman permanente (adaptada de [47]).

Tal como se pode observar nos esquemas representados na figura 71, o binário é diretamente proporcional à corrente, ideal quando se pretende uma aplicação com controlo. Em contrapartida, o binário varia inversamente com a velocidade de rotação. T_s corresponde ao binário máximo que o motor consegue produzir a uma velocidade de rotação nula e W_{max} é a velocidade máxima que o motor consegue alcançar quando não está sobre carga.

A regulação da velocidade dos motores DC

Para a aplicação específica deste trabalho, pretende-se uma regulação da velocidade e, portanto, da vibração produzida em função do dente a extrair e do próprio comportamento do dente.

A aplicação de carga a um motor DC diminui a velocidade de rotação, tal como se pode comprovar na tabela 7, representada mais abaixo, onde se encontram as características de um motor DC semelhante ao utilizado e que foi tido como exemplo de comparação e referência.

Isto significa que ao colocar um excêntrico na extremidade do veio, a velocidade de rotação do veio do motor vai diminuir. Nesse sentido, a velocidade da carga máxima será menor

do que a velocidade na ausência de carga [25]. E, quando o motor é capaz de manter uma velocidade quase constante para a variação de carga diz-se que tem uma boa regulação de velocidade. De acordo com a equação 18:

$$E_b = \frac{P\phi ZN}{60A} \leftrightarrow N = \frac{60A}{PZ} \cdot \frac{E_b}{\phi}$$

E considerando $k = \frac{PZ}{60A}$ uma constante característica do motor, tem-se que a velocidade de rotação do motor é calculada pela seguinte equação:

$$N = \frac{E_b}{k\phi} \quad (22)$$

Pela equação 21, pode concluir-se que a velocidade do motor é diretamente proporcional à força eletromotriz de rotação do motor (E_b) e inversamente proporcional ao fluxo (ϕ).

A regulação da velocidade é, então, definida como a mudança entre a velocidade na ausência de carga e a situação de carga (relação adimensional), em percentagem:

$$reg\ vel = \frac{w_{nl} - w_{fl}}{w_{fl}} * 100 \quad (\text{velocidade angular}) \quad (23)$$

$$reg\ vel = \frac{N_{nl} - N_{fl}}{N_{fl}} * 100 \quad (\text{velocidade linear}) \quad (24)$$

Onde,

w_{nl}/N_{nl} - velocidade do motor sem carga;

w_{fl}/N_{fl} - velocidade do motor com carga máxima.

Um motor que tenha uma velocidade praticamente constante apresenta uma boa regulação da velocidade.

Desta forma é, então, possível fazer uma previsão dos valores de velocidade de funcionamento de um motor DC e, assim avaliar a utilização do motor em determinada aplicação.

Análise complementar do sistema de medição de vibração abordado na secção 3.3.5

Na figura 72 estão representadas as curvas da resposta da vibração em função do rácio da frequência, para determinado amortecimento (característico do acelerómetro) e para toda a gama de frequências.

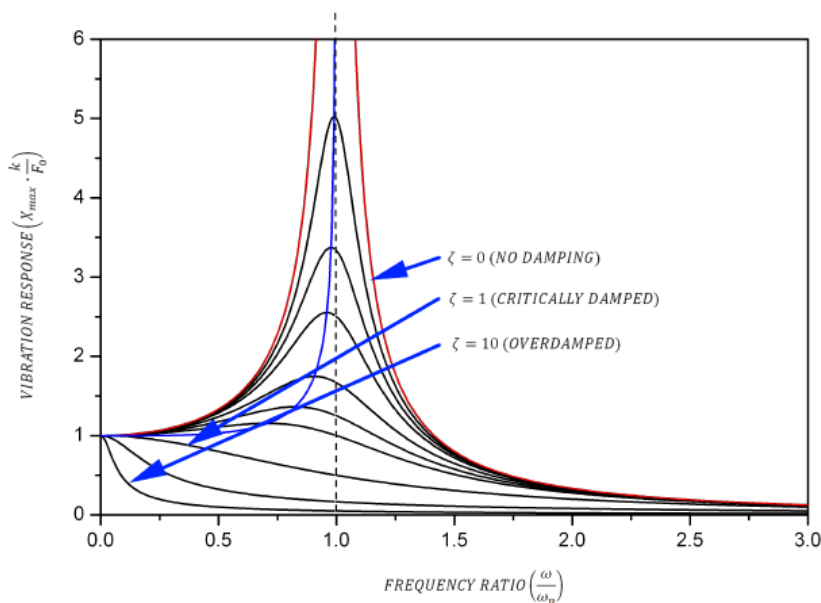


Figura 72 – Resposta da vibração para diferentes amortecimentos em toda a gama de frequências [23].

Pela análise do gráfico representado na figura 70, se se fixar a relação de frequência em 1 verifica-se que a resposta é fortemente influenciada pela ressonância.

A excitação necessária para conduzir a vibração a um estado fixo é balanceada pela energia perdida do sistema através do amortecedor. Na presença do amortecedor, a relação força-deslocamento representará proporcionalidade entre a histerese⁶ e a energia perdida por ciclo.

Com base num modelo ideal de amortecimento viscoso, a energia perdida por ciclo pode ser simplificada na seguinte equação:

$$W_d = \eta \pi k X^2 \quad (25)$$

Onde,

η corresponde ao fator equivalente de perda de amortecimento;

W_d corresponde à energia dissipada por ciclo.

⁶ Histerese - é, de uma forma geral, a tendência de um material ou sistema de conservar as suas propriedades na ausência de um estímulo que as gerou.

E a potência é:

$$P = W_d \cdot 2\pi w \quad (26)$$

Todas estas fórmulas teóricas são baseadas no modelo teórico simplificado representativo, de uma direção, do comportamento de um objeto desbalanceado, sob a ação de uma força de rotação semelhante ao motor de vibração.

Na tabela 6 estão representados alguns dos valores mais usuais do fator de perda de amortecimento.

Tabela 6 – Valores típicos do fator de perda de amortecimento (η) de varios materiais como uma orientação para os materiais que transmitem a vibração do motor de vibração [23]

Material	Approximate Loss Factor
Metals	<0.001
ABS	0.01-0.02
PA	0.03
Neoprene	0.1
Butyl Rubber	0.4

A relação de amortecimento de sistemas de vibração isolados variam tipicamente entre 0.05 e 0.3 dependendo da aplicação. No caso do motor utilizado neste projeto, a rigidez do sistema corresponde à força por unidade de deslocamento (N/m) do sistema de vibração [23].

Como já foi dito anteriormente, o motor encontra-se fixado à plataforma de massa conhecida e o circuito representativo inclui um acelerómetro calibrado e um pré-amplificador. Posteriormente os sinais são adquiridos através de um computador e analisados com um software específico. Para caracterizar o motor de vibração, o sistema (plataforma e amortecedor) de teste deve possuir valores de amortecimento e de frequência de ressonância muito baixos. Uma baixa frequência de ressonância permite uma avaliação do motor sem grande influência dessa mesma ressonância.

Para avaliar o desempenho do motor pode utilizar-se, então, a seguinte expressão:

$$\frac{1}{2}Ma = \frac{Ew^2}{g_0} \quad (27)$$

Onde,

M – é a massa total do sistema (massa do excêntrico \ll massa total);

a – aceleração de vibração (pico-a-pico) em m/s^2 ;

E – constante do motor (massa do excêntrico x excentricidade (r);

w – velocidade do motor em rad/s ;

g_0 - aceleração da gravidade ($9.8 m/s^2$)

Com base em todos os parâmetros analisados anteriormente, podem ser construídos gráficos como o que se encontra representado na figura 73, onde é avaliada a resposta da vibração produzida pela rotação do excêntrico, através da amplitude e da frequência de vibração, da corrente e da eficiência da aceleração em função da tensão aplicada.

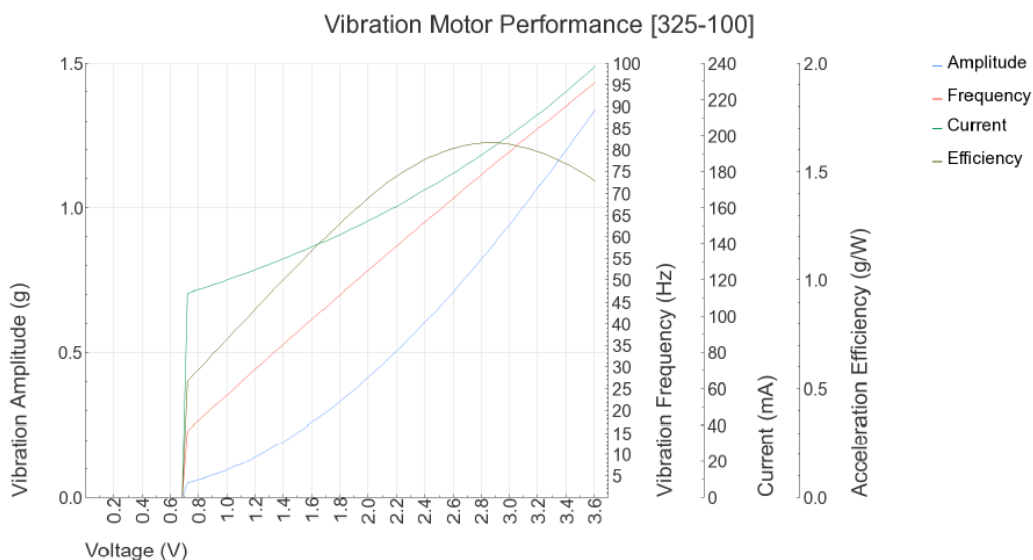


Figura 73 - Curvas características de um motor de vibração, neste caso do modelo de comparação 325-100 [23].

Este gráfico é referente a um motor da *Precision MicroDevices®* cujo modelo é 325-100 e que foi utilizado como referência, já que o estudo da vibração do motor tem por base este mesmo motor.

Todas estas fórmulas anteriormente descritas consistem no modelo teórico simplificado do comportamento de um objeto discreto sob a influência de uma força oscilante semelhante ao motor de vibração. Na prática, são utilizadas para estimar a performance dos motores de vibração necessária para determinada aplicação.

De seguida encontra-se representada a tabela 7 correspondente aos parâmetros do motor utilizado como referência para comparar com o motor utilizado na construção dos protótipos.

Tabela 7 - Parâmetros do motor (baseados no datasheet do motor DC cujo o modelo é RF-300FA-12350)

Tensão		Sem carga		Com carga máxima				Stall (paragem repentina do motor)			
Faixa de operação	Nominal	Velocidade r/min	Corrente A	Velocidade r/min	Corrente A	Binário		Potência de saída W	Binário		Corrente A
1.5 - 6.0	3V	3500	0.022	2830	0.093	0.48 mN.m	4.9 g.cm	0.14	2.51 mN.m	26 g.cm	0.39

Pela análise da tabela, verifica-se que os parâmetros fundamentais ao funcionamento do motor são: o binário (em situação de carga ou ausência de carga), a velocidade, a tensão nominal, a potência de saída e a corrente consumida para cada uma das situações. Assim, e para este motor em comparação com o usado no projeto, há uma força de rotação máxima correspondente a um binário máximo de 0.48 mN.m. Com base nos parâmetros abordados anteriormente são construídas curvas características de cada motor, como a representada na figura 74, onde é possível saber de forma teórica quais os limites de funcionamento do motor. Estas curvas relacionam o valor do binário com os parâmetros do motor, de modo a que se saiba qual o melhor intervalo de funcionamento, ou seja, onde a eficiência é maior.

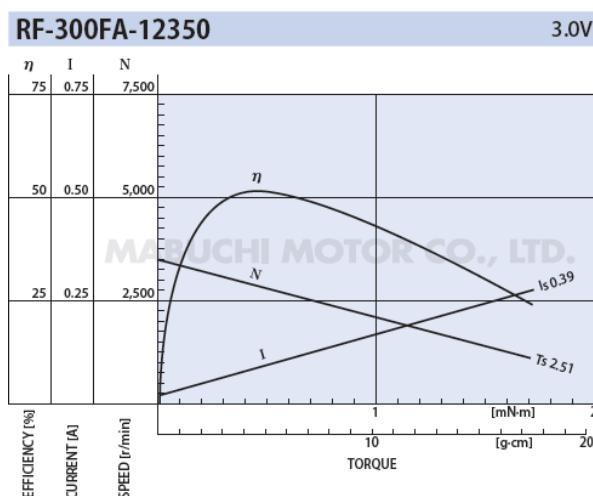


Figura 74 - Curva característica do motor DC RF-300FA-1235

Deste modo, através da análise da figura 74, verifica-se que em situação de carga máxima a eficiência é maior para o binário de 0.48 mN.m, o que corresponde a uma velocidade (≈ 3000 rpm) e a uma intensidade de corrente (≈ 0.1 A), valores que correspondem aos que estão na tabela 7. Com estes dados sabe-se que a eficiência máxima não corresponde aos valores máximos de velocidade e de corrente.

Com base na equação do binário e analisando as tabelas 1 e 7 afixa-se o seguinte:

- A corrente consumida pelo motor utilizado no projeto, ≈ 1 A, é muito maior que a do motor de referência (0.093 A) para uma situação de carga máxima;
- Sendo o binário diretamente proporcional à intensidade de corrente, o binário do motor utilizado será superior ao do motor referência (0.48 mN.m);

Para que se entenda a vibração produzida pelo motor serão de seguida explicados alguns conceitos essenciais sobre a vibração.

Características do Motor DC usado como referência

O Motor DC Modelo: RF 300 FA-12350, produzido no Japão pela empresa Mabuchi Motor, cuja imagem se encontra ilustrada na figura, foi utilizado com referência.



Figura 75 – Motor DC Modelo: RF 300 FA-12350.

Tabela 8 - Características gerais do motor DC Modelo: RF 300 FA-12350.

Diâmetro	24,4 mm
Comprimento (sem considerar até ao excêntrico, apenas armadura)	12.8 mm
Peso (incluindo excêntrico)	22g

ANEXO IV - Veios Flexíveis

Propriedades dos veios flexíveis

Requisitos para obter o binário para determinada aplicação

O binário máximo contínuo (Nm) transmitido pelo veio será determinado em função do diâmetro do veio requerido para determinada aplicação.

Raio mínimo de curvatura

Existe uma relação direta entre o binário e o raio de operação. Uma diminuição do raio provoca uma redução do binário do veio, uma vez que em curvas mais apertadas os fios que constituem o veio movimentam-se uns em relação aos outros com maior força aumentando o atrito, o calor e as tensões.

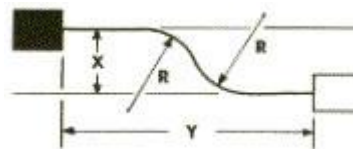


Figura 76 - Esquema representativo do raio mínimo [26].

O raio mínimo pode ser calculado através da seguinte fórmula:

$$R = \frac{x^2 + y^2}{4x} \quad (28)$$

Resistência à flexão ou à torção

Estando o veio sobre carga, é importante ter em atenção a deflexão do veio. Deste modo, devem ter-se em conta os valores correspondentes de resistência à deflexão para os veios que satisfazem os requisitos mínimos de binário e de raio. Assim, é possível escolher o veio que melhor se ajuste à deflexão.

Comprimento do veio flexível

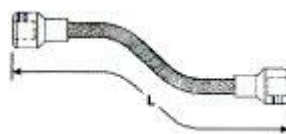


Figura 77 - Esquema representativo do comprimento do veio flexível [26].

O comprimento do veio flexível corresponde ao comprimento total, incluindo os acessórios. A sua medição é efetuada ao longo da linha central do veio.

Veios com acessórios

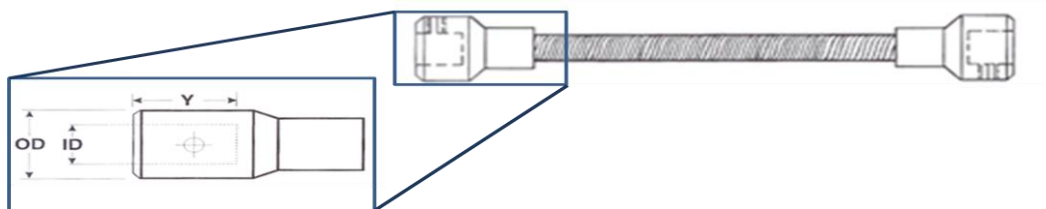


Figura 78 - Veio com acessório [26].

Em determinadas aplicações, onde não haja necessidade de revestimento, os acessórios podem ser escolhidos de acordo com a tabela 9.

Os acessórios estão disponíveis em sete tamanhos (A a G) para cada tamanho de diâmetro do veio até 0.5 polegadas ($\approx 12.7\text{mm}$). Contudo, os acessórios de montagem (H e I) apenas estão disponíveis para alguns diâmetros.

O revestimento apenas é necessário para comprimentos de veio que excedam as oito polegadas ($\approx 203.20\text{mm}$). Este é recomendado em casos de ambiente sujo, corrosivo ou quando os veios são usados a altas velocidades em áreas expostas onde podem ocorrer danos.

Tabela 9 - Dados relativos às dimensões dos acessórios mediante o diâmetro do veio. ID: diâmetro interno; OD: diâmetro externo e Y: comprimento do encaixe do acessório. Todas as medidas são em polegadas (ver figura 78)[26]

Fitting Code	A	B	C	D	E	F	G	H	I
ID	0.125	0.188	0.250	0.313	0.375	0.500	0.625		
OD	0.375	0.437	0.500	0.562	0.625	0.752	1.000		
Y	0.250	0.312	0.375	0.437	0.500	0.625	0.750		
Shaft									
0.130	✓	✓	✓	✓				✓	
0.150	✓	✓	✓	✓				✓	
0.187		✓	✓	✓	✓			✓	
0.250		✓	✓	✓	✓				✓
0.312		✓	✓	✓	✓				
0.375			✓	✓	✓	✓			
0.500				✓	✓	✓	✓		

Os veios flexíveis com revestimento

Os veios flexíveis com revestimento são usados em todo o tipo de aplicações. O seu invólucro protetor mantém o lubrificante na montagem e as poeiras e a sujidade longe do veio de rotação. Por outro lado, também protege contra uma potencial lesão, possível de acontecer através do contacto do veio com o operador. Estes veios têm acoplados rolamentos de esferas, de agulhas ou chumaceiras de escorregamento. Os rolamentos de esferas são tipicamente usados para altas velocidades e cargas elevadas, enquanto o segundo tipo é usado para baixas velocidades e cargas leves - controlo da aplicação. Em ambos os tipos de rolamentos estão disponíveis dez diâmetros diferentes: 130, 150, 187, 250, 312, 375, 500, 625, 750 e 1000.

Mediante a aplicação final existem veios unidireccionais ou bidireccionais. Os do primeiro tipo são projetados para trabalhar continuamente, sob uma capacidade máxima de binário, e para apresentarem resistência à torção numa única direção de rotação: em sentido horário ou anti-horário quando visualizado da extremidade de acionamento. O desempenho do veio diminuirá se for operado no sentido oposto ao referido anteriormente. O segundo tipo é projetado para rodar nos dois sentidos (horário e anti-horário) devido às suas propriedades físicas mais equilibradas comparadas com o primeiro tipo (figura 79).

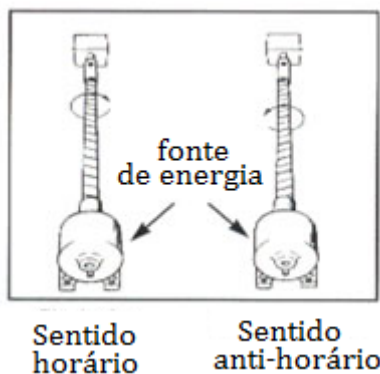


Figura 79 - Esquema representativo dos sentidos de rotação dos veios (adaptado de [26]).

O revestimento do veio flexível

Como já foi dito anteriormente, o revestimento do veio é recomendável quando temos montagens com comprimentos superiores a 203.20 mm ou se se trabalhar com velocidades que excedam os 50 rpm.

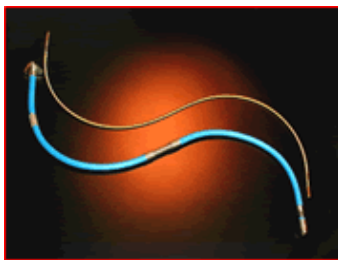


Figura 80 - Comparação entre dois veios: um revestido e outro não [26].

De entre as funções do revestimento destacam-se:

- Proteger o veio das poeiras, humidade e sujidade, mantendo a lubrificação;
- Evitar dano no operador, através do contacto com um veio desprotegido em rotação a alta velocidade;
- Proporcionar uma guia contínua para o veio fechado e, assim, proporcionar um funcionamento suave;
- Prevenir que o veio faça movimentos de “hélice” durante o funcionamento, sob forças de torção;
- Controlar a curvatura de um veio fechado, orientando o veio em curvas mais naturais e graduais, limitando o aperto do raio da curvatura que se pode obter.

Veios flexíveis sem revestimento

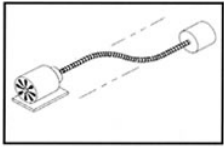
Estes veios (figura 81) são usados para curtas distâncias e aplicações de ciclos curtos. Este veio é muito bom para controlar o tipo de aplicação, onde se procura transmitir um movimento lento de um ponto para outro. O veio não suportado pelo revestimento não responderá muito bem a longas distâncias pois tenderá a movimentos de “hélice”. Na ausência de revestimento a lubrificação não é mantida e o veio não deve funcionar a altas velocidades, por longos períodos de tempo, pois pode acabar por secar, aquecer e falhar.



Figura 81 - Veios flexíveis sem revestimento mas com acoplamento [26].

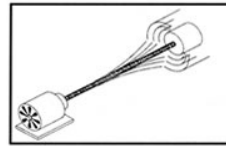
Diferentes modos de utilização dos veios flexíveis

Compensação paralela



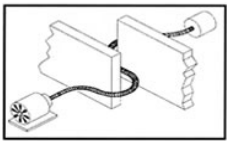
Acoplamento de motores;
Colunas de direção;
Veios de acionamento.

Amortecimento de vibração



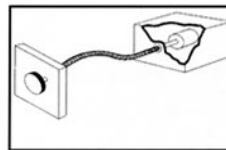
Fios de terra;
Nos Aircraft;
Máquinas de perfuração.

Caminho bloqueado



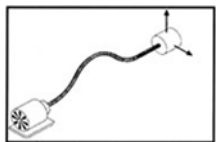
Unidades de transporte;
Unidades de velocímetros;
Lâminas.

Acesso restrito



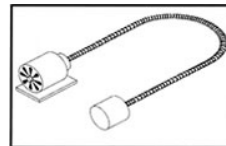
Controlo de válvulas;
Instrumentos médicos;
Dispositivos de ensaios de espaço.

Posições com movimento



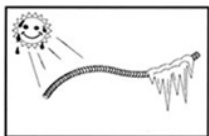
Brinquedos de energia portátil;
Brinquedos em geral.

Mudança de direção



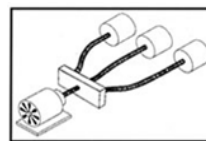
Máquinas-ferramenta

Ambiente rígido



Incenerador de resíduos tóxicos;
Reversores;
Antenas espaciais.

Uma fonte de energia



Controlo dos movimentos
das asas dos aviões;
Robótica;
Assentos de automóvel com ajuste.

ANEXO V - Diretivas 98/37/CE e 2002/44/CE (suporte digital da dissertação)
